

**Titre:** Analyse biomécanique d'instrumentations du rachis sciotique  
Title: avec vis iliaques

**Auteur:** Frédérique Desrochers-Perrault  
Author:

**Date:** 2013

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Desrochers-Perrault, F. (2013). Analyse biomécanique d'instrumentations du rachis sciotique avec vis iliaques [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/1309/>  
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/1309/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de recherche:** Carl-Éric Aubin, & Xiaoyu Wang  
Advisors:

**Programme:** Génie biomédical  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE BIOMÉCANIQUE D'INSTRUMENTATIONS DU RACHIS SCOLIOTIQUE  
AVEC VIS ILIAQUES

FRÉDÉRIQUE DESROCHERS-PERRAULT  
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE BIOMÉDICAL)  
DÉCEMBRE 2013

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ANALYSE BIOMÉCANIQUE D'INSTRUMENTATIONS DU RACHIS SCOLIOTIQUE  
AVEC VIS ILIAQUES

présenté par : DESROCHERS-PERRAULT Frédérique

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Mme PÉRIÉ-CURNIER Delphine, Doct., présidente

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. WANG Xiaoyu, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. D'ASTOUS Jacques, M.D., membre

## DÉDICACE

*“Learn from yesterday, live for today, hope for tomorrow. The important thing is to not stop questioning.”*

*Albert Einstein*

## REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche le Docteur Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal. Je le remercie de m'avoir confié ce projet de recherche et de m'avoir donné l'opportunité de travailler au sein de son équipe. Je suis reconnaissante de sa générosité qu'il démontre en nous partageant son expérience et sa passion. J'aimerais aussi remercier mon codirecteur de recherche le Docteur Xiaoyu Wang. Ses conseils judicieux m'ont été très utiles tout au long de ce projet. Sachez que votre aide a été grandement appréciée.

Je tiens aussi à remercier le Docteur Richard M. Schwend, chirurgien orthopédiste au Children Mercy Hospital de Kansas City. Sa collaboration a été déterminante dans la réalisation de ce projet. Son intérêt et son support furent très appréciés. J'aimerais aussi souligner la précieuse collaboration de son assistante Julia Leamon avec qui j'ai travaillé au recrutement des patients pour l'étude. Je la remercie de sa patience et de sa persévérance.

Je désire aussi remercier le Docteur Hubert Labelle, chirurgien orthopédiste à l'Hôpital Ste-Justine de Montréal, qui m'a permis d'assister à certaines de ses chirurgies et qui a pris le temps de m'expliquer et de répondre à mes questions durant les chirurgies.

Un grand merci à Christian Bellefleur, associé de recherche au laboratoire, pour son aide précieuse et son travail minutieux de reconstruction géométrique.

Je tiens également à remercier mes collègues, et tous les autres membres du laboratoire qui m'ont appuyée tout au long de ce projet. Je remercie Jérôme Martino et Frédérique Desbiens-Blais pour leur accueil et pour leurs connaissances et expériences transmises. Je remercie aussi « l'équipe multi-corps » : Marco Cammarata, Franck Le Naveaux et plus récemment Laure Boyer et Giuditta Salvi avec qui j'ai eu plusieurs conversations scientifiques et non scientifiques... Je les remercie de leur écoute et de leur aide. Je tiens aussi à remercier les autres membres du laboratoire avec qui j'ai passé de bons moments et qui ont su me motiver tout au long de ce projet : Nikita Cobetto, Nelly Diversy, Rohan-Jean Bianco, Marina D'Ercole et tous les autres qui n'ont pas été nommés.

Je remercie également la Docteure Delphine Périé-Curnier, professeure au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal et le Docteur Jacques d'Astous, chirurgien

orthopédiste au Shriners Hospitals for Children de Salt Lake City, pour leur intérêt au projet et pour avoir accepté de faire partie de mon jury et d'évaluer mon mémoire.

Ce projet de recherche a été financé en grande partie par le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) et la compagnie Medtronic. J'en suis très reconnaissante.

Je tiens finalement à remercier ma famille, mes parents, mes sœurs et mes amis pour leur confiance leur amour et leur support inconditionnel. Je remercie sincèrement mon fiancé Bruno pour sa patience et ses encouragements. Merci pour tout!

## RÉSUMÉ

La scoliose neuromusculaire est une déformation de la colonne vertébrale souvent associée à une déformation et une inclinaison du bassin. Dans les cas sévères, le traitement favorisé consiste en une chirurgie d'instrumentation du rachis et du bassin permettant de redresser la colonne vertébrale et de freiner la progression de la déformation. Une longue instrumentation sur plusieurs niveaux vertébraux avec fixation sur les os iliaques permet d'ancrer la structure et de faciliter la correction de l'inclinaison pelvienne. Toutefois, ces fixations iliaques sont soumises à de grandes charges générées pendant et après l'opération pouvant causer des complications. Plusieurs types de fixation iliaque ont été développés, mais la technique actuellement favorisée par les chirurgiens est l'utilisation de vis iliaques. Les vis iliaques sont considérées comme une alternative plus simple et plus sécuritaire que les tiges Galveston anciennement considérées comme le standard des fixations iliaques. Malgré tout, certains risques de défaillance demeurent. En effet, des complications directement reliées à l'utilisation de vis iliaques, telles que le désengagement des tiges et le retrait des vis, ont été observées. Les grands efforts générés sur ces implants sont certainement une cause de ces complications. Certains paramètres de la chirurgie d'instrumentation avec vis iliaques, tels que le point d'insertion, le diamètre, la longueur des vis, l'utilisation de vis sacrées et de connecteurs latéraux et transversaux, sont variables et peuvent influencer les efforts générés aux vis. L'influence de certains de ces paramètres a été évaluée à travers différentes études sur des bassins cadavériques ou synthétiques. Toutefois, ces études ne permettent pas d'évaluer l'influence combinée de plusieurs paramètres sur un même patient.

L'objectif général de ce projet est donc d'analyser la biomécanique d'instrumentation avec vis iliaques pour la correction de la scoliose afin d'améliorer les stratégies d'instrumentation pour minimiser les efforts sur les vis et le bassin, ce qui permettrait de réduire les risques de complications associées à la défaillance de l'implantation de vis iliaques.

Dans un premier temps, une technique de modélisation numérique multi-corps 3D a été développée et ensuite utilisée pour créer des modèles biomécaniques du rachis personnalisés à partir des radiographies de six patients atteints d'une scoliose neuromusculaire corrigée par une instrumentation allant jusqu'au bassin. Les propriétés mécaniques du rachis ont été tirées de la littérature et personnalisées à partir du test d'inflexion latérale. Les composants des implants ont été modélisés comme des corps rigides reliés par des liaisons cinématiques et les tiges comme

des poutres flexibles. Les manœuvres chirurgicales ont été modélisées et simulées afin de reproduire la chirurgie pour les six cas. Les efforts aux vis iliaques ont pu être évalués tout au long de la simulation des manœuvres. Puis, les forces de gravité dans l'axe longitudinal ont été appliquées et des mouvements fonctionnels ont été simulés afin d'évaluer les efforts générés aux vis après la chirurgie.

Dans un second temps, quatre paramètres d'instrumentation ont été étudiés en effectuant des simulations suivant un plan d'expériences pour déterminer leur influence sur les efforts générés aux vis iliaques : le point d'insertion des vis iliaques (sur les crêtes iliaques ou à partir de S2), l'ajout d'un connecteur transversal, de connecteurs latéraux et de vis sacrées. Un total de 16 configurations d'implants a été simulé pour chacun des six cas. L'exécution de six mouvements fonctionnels a été simulée pour chacune des stratégies d'instrumentation. Une analyse statistique a ensuite été réalisée afin d'évaluer l'influence de ces paramètres sur les efforts générés aux vis iliaques.

La différence entre les reconstructions postopératoires et les simulations des manœuvres de chirurgies pour les six cas était inférieure à 3° pour les angles de Cobb et inférieurs à 4° pour les angles de la courbure sagittale. Le modèle a donc permis de reproduire la chirurgie des six cas de manière adéquate, car l'ordre d'erreurs était cliniquement négligeable. La simulation des mouvements fonctionnels a aussi permis de constater que les mouvements effectués après la chirurgie avaient un impact sur les efforts générés aux vis iliaques.

L'analyse de l'influence des variables d'instrumentation sur les efforts générés aux vis a permis de constater que les vis sacrées, les connecteurs latéraux et le point d'insertion des vis iliaques avaient une influence statistiquement significative sur les efforts générés aux vis. Les configurations sans vis sacrées ont généré en moyenne 19 % à 23 % moins de forces axiales pendant la simulation des manœuvres de chirurgie. Lors de la simulation des mouvements fonctionnels, les vis sacrées peuvent, d'une part, répartir les chargements entre les vis et ainsi réduire les efforts subis par les vis iliaques. D'autre part, les vis sacrées peuvent agir comme pivot et agrandir le bras de levier aux vis iliaques entraînant ainsi une augmentation des efforts aux vis dans la simulation de certains mouvements fonctionnels. L'utilisation de vis sacrées doit donc être planifiée avec précaution. Les configurations sans connecteurs latéraux ont, quant à elles, généré en moyenne 16 % à 25 % moins de moments aux vis. Les connecteurs latéraux sont



à éviter étant donné qu'ils agissent en tant que bras de levier sur les vis iliaques et entraînent ainsi un surchargement des vis. Il a aussi été possible de réduire les efforts en insérant les vis iliaques à partir du sacrum au lieu de les insérer de manière standard à partir des crêtes iliaques. En effet, un bon alignement des vis dans la région lombosacrée par rapport à la forme des tiges a permis de faciliter l'insertion des tiges et donc de réduire les efforts générés par cette manœuvre. Les connecteurs transversaux n'ont pas eu d'influence statistiquement significative sur les efforts générés aux vis durant l'instrumentation. Par contre, étant donné qu'ils créent une structure en treillis avec les vis iliaques ils peuvent permettre de distribuer les charges et ainsi de diminuer les risques de complications.

Cette étude numérique visait à analyser la biomécanique d'instrumentation de correction de la scoliose avec vis iliaques. L'étude a permis d'apporter de nouvelles connaissances permettant d'améliorer les stratégies d'instrumentations en minimisant les efforts sur les vis iliaques. Afin de répondre aux objectifs du projet, un modèle permettant de reproduire la chirurgie d'instrumentation avec vis iliaques spécifiques pour six patients a été développé, l'influence de variables d'instrumentations et de mouvements postopératoires sur les efforts générés aux vis a été évaluée et des stratégies visant à minimiser les efforts aux vis iliaques ont été suggérées. Afin d'accroître les connaissances sur ce sujet, il serait possible d'évaluer l'influence d'autres variables d'instrumentation à partir du modèle développé et de modèles plus détaillés. Il serait aussi intéressant d'étudier l'impact biomécanique du type de courbure scoliotique et de la flexibilité du tronc sur un nombre plus important de patients.

**Mots clés :** Chirurgie d'instrumentation, Effort implant/os, Fixation iliaque, Instrumentation spinopelvienne, Modélisation biomécanique, Scoliose, Scoliose neuromusculaire, Simulation, Vis iliaque.

## ABSTRACT

Neuromuscular scoliosis is a deformity of the spine frequently associated with pelvic inclination and deformation. In severe cases, the preferred treatment involves spinal surgery and pelvis instrumentation to straighten the spine and stop the progression of the deformity. Pelvic fixation attached to a long spinal instrumentation is used as an anchor facilitating the correction of the pelvic inclination. However, the iliac fixation is subject to large biomechanical loads generated both during and following surgery. Consequently, failures in spinopelvic instrumentations have been reported and several types of iliac fixation have been developed. Currently the preferred technique is the use of iliac screws, which are considered safer and simpler than the standard Galveston technique. However, some complications directly related to the use of iliac screws, such as rod disengagement and screw loosening, have been observed. Loads generated on implants are certainly an important cause of fixation failure. Some instrumentation factors, such as the insertion point, the diameter and the length of the screws, the use of sacral screws, lateral connectors and cross-rod connectors, can influence the loads generated on iliac screws. The influence of some of these parameters was evaluated through experimental studies. However, none of these studies analyzed the combined influence of several variables for the same patient.

The overall objective of this project was to biomechanically analyze scoliotic instrumentation in combination with iliac screws to improve instrumentation strategies and minimize loads generated on both the screws and pelvis. Thus, reducing the risk of complications associated with iliac screw related failures.

First, a 3D flexible multi-body modeling technique was developed to biomechanically create patient-specific models of six patients with neuromuscular scoliosis corrected with instrumentation including iliac screws. The spinopelvic mechanical properties were defined using data reported in the literature and personalized to each patient via lateral bending tests. Implant components were modeled as rigid bodies connected by kinematic joints and rods were modeled as flexible beams. Surgical maneuvers were modeled and simulated to reproduce surgery for the six cases. Loads generated on iliac screws were evaluated throughout the simulations. The gravitational forces along the longitudinal axis were applied and functional loadings were simulated in order to evaluate the loads generated on the screws following surgery.

Second, the effects of four instrumentation variables were investigated by performing simulations following a design of experiment (DOE) approach to determine their influence on the forces generated on iliac screws: the combined use of sacral screws, lateral connectors and cross-rod connectors, and the iliac screw insertion point and trajectory. A total of 16 implant configurations were simulated for each of the six cases. Six functional loadings were simulated for each instrumentation strategy. A statistical analysis was then performed to evaluate the influence of these parameters on the loads generated on iliac screws.

The difference between the simulations and geometrical clinical indices of the reconstructed postoperative radiographs of the six cases was less than  $3^\circ$  for the Cobb angles and less than  $4^\circ$  for the sagittal curves. Considering the difference was below the clinically accepted measurement variability, the model was able to adequately reproduce the surgery of the six cases. Simulation of functional loadings showed that movements following surgery had an influence on the loads generated on iliac screws.

The variability of loads generated on iliac screws among the simulations of different configurations was highly significant. Sacral screws, lateral connectors and the insertion point of the screws had a statistically significant effect on the loads generated on iliac screws. In the case when no sacral screws were used the pullout forces were, on average, 19% to 23% lower when simulating surgical manoeuvres. The addition of sacral screws changed the loading pattern in the sacropelvic region. Making the iliac screw forces lower for some functional loads by distributing the load on additional screws, but higher for other functional loads by acting as a fulcrum increasing the lever arm on the iliac screws. Therefore, the use of sacral screws must be carefully considered and planned. In the case when a lateral connector was used the toggle moments were 16% and 25% higher, respectively for the left and right sides. Lateral connectors should be avoided as they act as a lever arm, whereby increasing the loads on the iliac screws. Lower iliac screw loads may also be achieved through an optimized sacral screw position and iliac screw insertion point in the sacrum, which may facilitate to some extent the seating of the rod. In comparison to a standard insertion point from the iliac crest, the insertion point of iliac screws from the sacrum resulted in reduced loads. Cross-rod connectors had no statistically significant influence on the intraoperative iliac screw forces. However, they created a closed structure from one side of the pelvis to the other allowing for the distribution of loads; therefore, helping to prevent catastrophic failure in certain situations.

The aim of this numerical study was to analyze the biomechanics of scoliotic instrumentation including iliac screws. The study provides new knowledge to improve instrumentation strategies and minimize loads on iliac screws. To meet the objectives of the project, a model reproducing the specific instrumentation of six neuromuscular patients was developed. The influence of instrumentation variables and postoperative functional loadings on the loads generated on iliac screws were assessed and strategies for minimizing the loads were suggested. In order to increase knowledge on this subject, one may assess the influence of other instrumentation variables using both the developed model and more detailed models. The study of the biomechanical impact of scoliosis curvature type and trunk flexibility on a larger number of cases may also be interesting to explore.

**Keywords:** Biomechanical modeling, Bone-implant load, Iliac fixation, Iliac screw, Neuromuscular scoliosis, Scoliosis, Simulation, Spine instrumentation, Spinopelvic instrumentation

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS .....	IV
RÉSUMÉ.....	VI
ABSTRACT .....	IX
TABLE DES MATIÈRES .....	XII
LISTE DES TABLEAUX.....	XV
LISTE DES FIGURES .....	XVI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	XVIII
LISTE DES ANNEXES .....	XIX
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1    REVUE DES CONNAISSANCES .....	4
1.1    Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis et du bassin sains .....	4
1.1.1    Rachis .....	5
1.1.2    Bassin .....	8
1.2    Scoliose .....	9
1.2.1    Généralités.....	10
1.2.2    Scoliose neuromusculaire.....	10
1.2.3    Méthodes d'évaluation .....	11
1.3    Traitement de la scoliose neuromusculaire par instrumentation .....	14
1.3.1    Évolution et principes biomécaniques des techniques de fixation iliaque .....	15
1.3.2    Influence des paramètres d'instrumentation sur les risques de complications.....	21
1.4    Modélisation et simulation d'une chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique ....	23
1.4.1    Reconstruction géométrique personnalisée du rachis .....	23

1.4.2	Modélisation biomécanique du rachis et de l'instrumentation et simulation des manœuvres chirurgicales.....	24
CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET .....		32
2.1	Résumé de la problématique .....	32
2.2	Objectif général .....	33
2.3	Questions de recherche.....	33
2.4	Objectifs spécifiques .....	33
CHAPITRE 3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE D'INSTRUMENTATIONS AVEC VIS ILIAQUES POUR LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE .....		34
3.1	Présentation de l'article scientifique .....	34
3.2	Article scientifique: « Biomechanical Analysis of Iliac Screw Fixation in Spinal Deformity Instrumentation » .....	35
3.2.1	Abstract .....	36
3.2.2	Keywords .....	37
3.2.3	Introduction .....	37
3.2.4	Methods .....	38
3.2.5	Results .....	41
3.2.6	Discussion .....	43
3.2.7	Conclusions .....	46
3.2.8	Acknowledgements .....	46
3.2.9	References .....	46
3.2.10	Tables .....	49
3.2.11	Figures .....	53
CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE .....		56
CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS .....		63

BIBLIOGRAPHIE .....	66
ANNEXES .....	72

## LISTE DES TABLEAUX

Table 3.1: Patient data and instrumentation details.....	49
Table 3.2: Geometric clinical indices computed from reconstructed preoperative and postoperative spinal models, as well as simulation results .....	50
Table 3.3: Summary of the screw loads after the simulated instrumentation strategies .....	51
Table 3.4: Instrumentation variables that best allow reducing the loads at iliac screws.....	52



## LISTE DES FIGURES

Figure 1-1: Plans et axes anatomiques (Martino 2011).....	4
Figure 1-2: Courbures et segments du rachis dans le plan frontal et le plan sagittal (Martino 2011) .....	5
Figure 1-3: Vue de dessus (I) et vue latérale (II) d’une vertèbre lombaire type – a) pédicules, b) lames, c) apophyse épineuse, d) apophyses articulaires supérieures, e) apophyses articulaires inférieures, f) apophyses transverses (adapté de thinkback.ca).....	6
Figure 1-4: Disques intervertébraux et ligaments (adapté de Gray 1918) .....	7
Figure 1-5: Mouvements fonctionnels : a) inclinaison latérale, b) flexion/extension, c) rotation axiale (Martino 2011).....	8
Figure 1-6: Bassin (adapté de Gray 1918) .....	9
Figure 1-7: Scoliose dans les plans (a) frontal (b) sagittal et (c) transverse (Martino 2011).....	10
Figure 1-8: Radiographies d’un patient atteint d’une scoliose neuromusculaire .....	11
Figure 1-9: Indices cliniques pour l’évaluation d’une scoliose ((a-b) adapté de Martino 2011) ...	12
Figure 1-10: Évaluation de l’inclinaison du bassin .....	13
Figure 1-11: Test d’inflexion latérale maximale volontaire.....	14
Figure 1-12: Fixation transiliaque avec connecteur transverse (Dayer, Ouellet et al. 2012) .....	16
Figure 1-13: Tiges Galveston (Dayer, Ouellet et al. 2012) .....	17
Figure 1-14: Tiges en S de Dunn et McCarthy (Dayer, Ouellet et al. 2012) .....	18
Figure 1-15: Vis iliaques (Dayer, Ouellet et al. 2012) .....	19
Figure 1-16: Trajectoire d’insertion des vis iliaques (adapté d’une image de Cammarata, M) .....	19
Figure 1-17: Instrumentation à largeur maximale (Dayer, Ouellet et al. 2012).....	20
Figure 1-18: Vis iliaques à partir de S2 (Dayer, Ouellet et al. 2012).....	21
Figure 1-19 : Reconstruction 3D du rachis à partir des radiographies biplanaires .....	24

Figure 1-20 : Modèle par éléments finis d'une unité fonctionnelle rachidienne (image réalisée par Bianco, R-J à partir du modèle SM2S) .....	25
Figure 1-21 : Modèle multi-corps d'une unité fonctionnelle rachidienne .....	28
Figure 3-1: Instrumentation variables .....	53
Figure 3-2: Resulting total loads on the iliac screws (a) force, and (b) moment throughout the simulated instrumentation steps (case #1): 1-first rod anchoring, 2-derotation manoeuvres, 3-screw tightening on the first rod and post-pivoting, 4- second rod anchoring, 5-compression and distraction, 6-final screw tightening of the rods and post-pivoting (— Left screw; - - - Right screw). .....	54
Figure 3-3: Pull out force and toggle moment generated at iliac screws when simulating functional loadings (mean values).....	55
Figure 4-1: Dualité entre les phénomènes augmentant et diminuant les efforts générés aux vis iliaques pour une configuration d'instrumentation avec vis sacrées .....	58

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Trois dimensions / tridimensionnel (le)
CRSNG	Conseil de recherche en sciences naturelles et en génie du Canada
CSVL	<i>Central sacral vertical line</i> (Ligne verticale centrale sacrée)
DOE	<i>Design of experiment</i> (plan d'expérience)
GCI	<i>Geometric clinical indices</i> (indice clinique géométrique)
IS <sub>1<sup>st</sup> rod</sub>	<i>Iliac screw in which the first rod was inserted</i> (Vis iliaque dans laquelle la première tige est insérée)
IS <sub>2<sup>nd</sup> rod</sub>	<i>Iliac screw in which the second rod was inserted</i> (Vis iliaque dans laquelle la deuxième tige est insérée)
Lat	Latéral
LL	<i>Lumbar lordosis</i> (lordose lombaire)
LPC7	Ligne de plomb passant par la septième vertèbre cervicale
LVCS	Ligne verticale centrale sacrée
Max	Maximum
Min	Minimum
Mm	Millimètre
MT	<i>Main thoracic</i> (thoracique principale)
N	Newton
Nm	Newton mètre
PA	Postéroantérieur
PT	<i>Proximal thoracic</i> (Thoracique proximale)
RAVA	Rotation axiale de la vertèbre apicale
SD	<i>Standard deviation</i> (écart-type)
TL/L	Thoraco-lombaire/lombaire
TVA	Translation vertébrale apicale

## **LISTE DES ANNEXES**

ANNEXE 1 – MODÉLISATION DU JOINT SACROILIAQUE.....	72
ANNEXE 2 – SIMULATION DES MOUVEMENTS FONCTIONNELS.....	74
ANNEXE 3 – RADIOGRAPHIES PRÉOPÉRATOIRES ET POSTOPÉRATOIRES DES CAS SCOLIOTIQUES SÉLECTIONNÉS.....	75
ANNEXE 4 – RÉSULTATS DE L'ANALYSE STATISTIQUE .....	77

## INTRODUCTION

La scoliose neuromusculaire est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin causée par une maladie neurologique ou musculaire telle que la dystrophie musculaire et la paralysie cérébrale (Fréchette, Vandal et al. 2000). Ce type de scoliose a tendance à progresser rapidement et à atteindre des déformations sévères conjointes à une forte inclinaison du bassin (Phillips, Gutheil et al. 2007). En plus de causer des problèmes de posture, cette déformation peut entraîner des troubles respiratoires dus à la compression des poumons (Phillips, Gutheil et al. 2007). La prise en charge du patient et la correction des déformations sont donc nécessaires.

Le traitement actuellement favorisé pour la correction d'une scoliose sévère est la chirurgie d'instrumentation du rachis (Weinstein, Dolan et al. 2008). Cette intervention a pour objectif de corriger la courbure du rachis et du bassin et de freiner la progression de déformation en fusionnant les vertèbres instrumentées (Weinstein, Dolan et al. 2008). De plus, dans certains cas, des implants fixés au bassin, généralement des vis iliaques, sont nécessaires. L'ajout d'implants au bassin permet de fixer l'articulation entre le bassin et le rachis afin d'obtenir une fusion osseuse. De plus, lorsque l'inclinaison du bassin est très prononcée, ces vis sont utilisées afin d'ancrer l'instrumentation et de faciliter la correction de l'inclinaison du bassin. Ceci permet d'équilibrer la posture du patient et d'assurer le confort en position assise (Moshirfar, Rand et al. 2005; Phillips, Gutheil et al. 2007; Dayer, Ouellet et al. 2012).

Toutefois, les fixations iliaques sont soumises à de grands efforts. En effet, elles sont sollicitées pendant l'opération lors des manœuvres chirurgicales et aussi après l'opération lorsque le patient est en mouvement. Des complications reliées aux efforts subis par l'instrumentation telles que le désengagement des implants dans l'os ou le bris des tiges et des vis ont été observées (Dayer, Ouellet et al. 2012). Plusieurs types de fixations iliaques ont été développés afin de minimiser les risques de complications associés à cette instrumentation (Moshirfar, Rand et al. 2005; Peelle, Lenke et al. 2006; Dayer, Ouellet et al. 2012). Pour le moment, la technique favorisée par les chirurgiens est l'utilisation de vis iliaques (Schwend, Sluyters et al. 2003; Moshirfar, Rand et al. 2005; Dayer, Ouellet et al. 2012). Par contre, certains risques de complications demeurent. Dans une étude de Phillips et al. (2007) sur un groupe de trente patients ayant reçu une instrumentation avec vis iliaques, 23,3 % de complications directement reliées aux vis iliaques ont été observées.

Afin de minimiser les risques de complications, l'influence de certaines variables d'instrumentations sur les efforts générés aux vis iliaques a été étudiée. Une étude effectuée sur des pelvis cadavériques humains a montré que la densité de l'os dans lequel les vis étaient insérées influençait la résistance d'arrachement des vis (Smith, Abitbol et al. 1993). Il a aussi été montré que les courtes vis étaient plus sensibles aux chargements cycliques, mais que l'ajout d'un ciment permettait d'obtenir des résistances équivalentes à de longues vis (Zheng, Zhang et al. 2009; Yu, Li et al. 2011). Une autre étude a permis d'observer un meilleur couple à l'insertion pour des vis plus grandes et de plus grand diamètre (Santos, Sembrano et al. 2011). De plus, il a été démontré que la trajectoire des vis n'influence pas directement les efforts aux vis, mais que le choix de la trajectoire influence la longueur et le diamètre possible des vis (Moshirfar, Rand et al. 2005; Santos, Sembrano et al. 2011).

Toutefois, ces études ne permettent pas de comparer différentes stratégies pour un même patient. En effet, il s'agit d'études expérimentales dans lesquelles un paramètre à la fois est évalué. Les stratégies permettant de minimiser les risques de complications dus à cette instrumentation n'ont donc pas encore été scientifiquement identifiées. De plus, l'ajout de vis sacrées, de connecteurs latéraux et d'un connecteur transversal couplé au point d'insertion et à la trajectoire des vis iliaques sont des paramètres d'instrumentation qui n'ont pas encore été étudiés.

L'objectif général de ce projet de maîtrise est donc d'analyser la biomécanique d'instrumentation avec vis iliaques pour la correction de la scoliose dans le but de minimiser les efforts à l'interface entre les vis et le bassin afin de réduire les risques de complications associées à l'implantation de vis iliaques.

Ce mémoire de maîtrise est divisé en quatre chapitres afin de répondre à cet objectif. D'abord, le premier chapitre présente une revue des connaissances nécessaires à la compréhension du sujet de ce projet, soit, l'anatomie du rachis et du bassin, la description de la scoliose neuromusculaire et de ses traitements, notamment la chirurgie d'instrumentation avec fixation iliaque ainsi que les méthodes de modélisation développées afin de simuler cette chirurgie. Le deuxième chapitre contient le résumé de la problématique et énonce aux questions de recherche ainsi que les objectifs spécifiques de ce projet. Le troisième chapitre présente un article détaillant la méthode et les résultats de l'analyse biomécanique de l'instrumentation du rachis avec vis iliaques pour la

correction de la scoliose. Le quatrième chapitre présente une discussion des différents aspects de ce projet. Finalement, des conclusions et recommandations complètent ce mémoire.

## CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

Ce chapitre présente les notions utiles à la compréhension du projet. D'abord l'anatomie du rachis et du bassin sains est décrite. Une description de la scoliose, et plus particulièrement la scoliose de type neuromusculaire, est ensuite présentée. Les traitements actuellement utilisés afin de corriger cette pathologie ainsi que les risques associés à ces traitements sont aussi présentés. Cette section se termine par une revue critique des techniques utilisées pour modéliser et simuler ces traitements numériquement.

### 1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis et du bassin sains

La description et l'étude du corps humain impliquent la définition d'un système de référence. Afin de décrire la position et l'orientation des éléments anatomiques constituant le rachis et le bassin, le repère présenté à la Figure 1-1 sera utilisé. Ce repère divise le corps en sections dans les trois dimensions de l'espace. Le plan frontal (coronal) divise le corps verticalement en une partie antérieure et postérieure, le plan sagittal divise le corps verticalement en une partie gauche et droite, finalement le plan transverse divise le corps horizontalement en une partie supérieure et inférieure. Les axes anatomiques de références sont l'axe antéropostérieur (x), l'axe transversal (y) et l'axe longitudinal (z), ils sont définis perpendiculairement aux plans anatomiques.

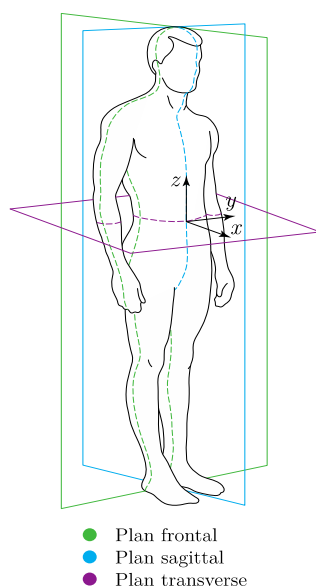


Figure 1-1: Plans et axes anatomiques (Martino 2011)



Ces plans et axes de référence seront utilisés dans ce mémoire pour présenter et décrire l'anatomie du rachis, des vertèbres et du bassin. Les descriptions anatomiques et biomécaniques présentées dans cette section s'appuient principalement sur les ouvrages de White et al. (1990), Weyreuther et al. (2007), Kapandji (1974) et de Gray (1918).

### 1.1.1 Rachis

Le rachis, aussi appelé colonne vertébrale, est normalement composé de 33 vertèbres. Les vertèbres sont superposées les unes sur les autres et relient le crâne au bassin. La colonne vertébrale est divisée en quatre segments selon les régions anatomiques ainsi que selon sa courbure naturelle dans le plan sagittal.

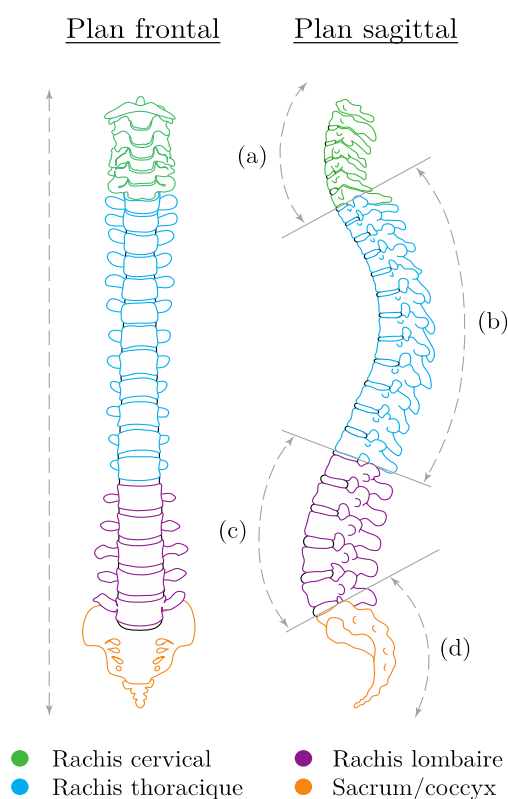


Figure 1-2: Courbures et segments du rachis dans le plan frontal et le plan sagittal (Martino 2011)

La Figure 1-2 présente les courbures et les segments d'une colonne vertébrale saine dans le plan frontal et dans le plan sagittal. La lordose cervicale (Figure 1-2 (a)) a une courbure concave vers l'arrière et est composée de sept vertèbres (C1 à C7), la cyphose thoracique (Figure 1-2 (b)) est une courbure convexe vers l'avant, composée de douze vertèbres (T1 à T12), la lordose lombaire (Figure 1-2 (c)) est une courbure concave vers l'arrière, composée de 5 vertèbres (L1 à L5) et la

cyphose sacrée (Figure 1-2 (d)) est composée de cinq vertèbres soudées du sacrum (S1 à S5) et du coccyx. Le rôle de la colonne vertébrale est de soutenir la tête et le tronc, d'assurer les mouvements et de protéger la moelle épinière.

La Figure 1-3 illustre une vertèbre lombaire type vue de dessus (Figure 1-3 (I)) et vue latéralement (Figure 1-3 (II)). Une vertèbre est divisée en 2 grandes parties : le corps vertébral et l'arc vertébral. Le corps vertébral est une structure à peu près cylindrique constituant la plus grande partie de la vertèbre antérieure. L'arc vertébral est la partie postérieure de la vertèbre et est principalement constituée de deux pédicules (Figure 1-3 (a)), deux lames (Figure 1-3 (b)), une apophyse épineuse (Figure 1-3 (c)), deux apophyses articulaires supérieures (Figure 1-3 (d)) et deux apophyses articulaires inférieures (Figure 1-3 (e)) et deux apophyses transverses (Figure 1-3 (f)). La vertèbre est principalement composée d'os spongieux enrobé d'une fine couche d'os cortical.

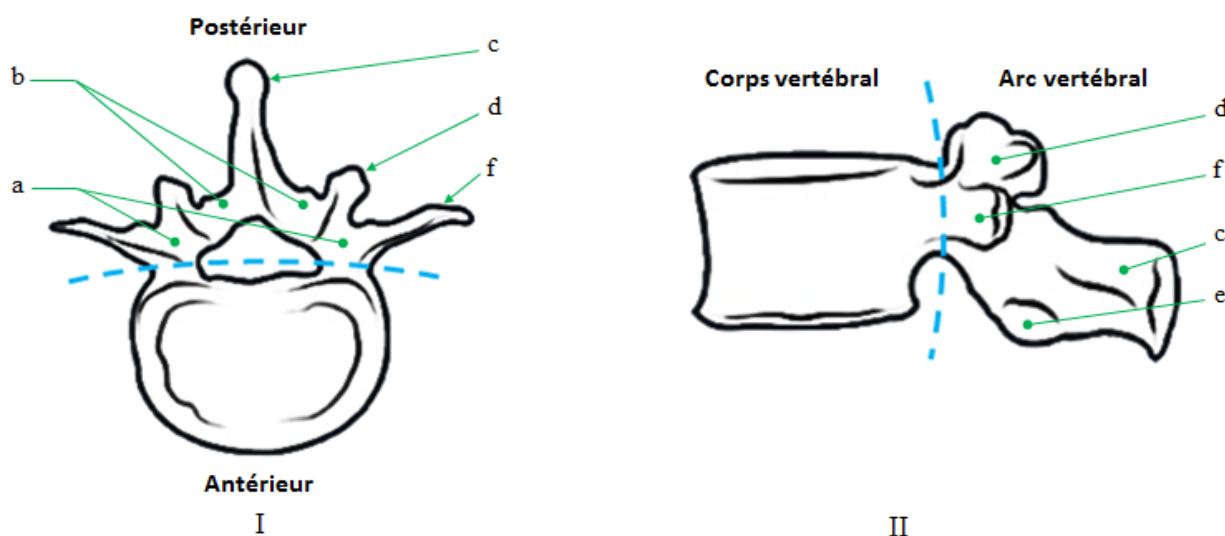


Figure 1-3: Vue de dessus (I) et vue latérale (II) d'une vertèbre lombaire type – a) pédicules, b) lames, c) apophyse épineuse, d) apophyses articulaires supérieures, e) apophyses articulaires inférieures, f) apophyses transverses (adapté de thinkback.ca)

Les vertèbres sont reliées entre elles par des disques et des éléments intervertébraux. Les disques intervertébraux sont divisés en deux structures distinctes : le noyau pulpeux et l'anneau fibreux (voir Figure 1-4). Le noyau pulpeux, situé au centre du disque, est constitué de 88 % d'eau et a la forme d'une bille gélatineuse. L'anneau fibreux est constitué de collagène disposé de manière concentrique en couches fibreuses et élastiques autour du noyau pulpeux. Le rôle des disques

intervertébraux est d'amortir et de distribuer les charges mécaniques le long du rachis. Ils assurent aussi la mobilité du rachis. Les disques intervertébraux situés dans la région lombaire et cervicale sont plus épais que ceux dans la section thoracique afin de permettre une meilleure flexibilité au rachis dans ces régions. De nombreux ligaments rachidiens relient également les vertèbres entre elles. La Figure 1-4 montre les ligaments communs antérieur et postérieur. Le ligament commun antérieur est un ruban couvrant les faces antérieure et latérale des corps vertébraux et des disques intervertébraux. Le ligament commun postérieur est une bande fibreuse étroite tendue du crâne jusqu'au sacrum centrée du côté postérieur des corps vertébraux et disques intervertébraux.

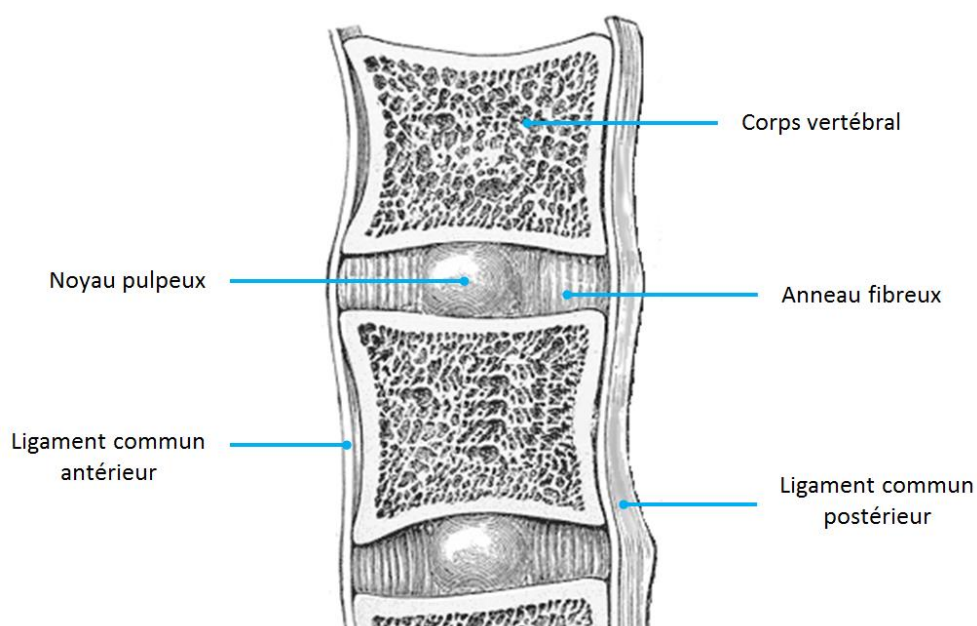


Figure 1-4: Disques intervertébraux et ligaments (adapté de Gray 1918)

La stabilité du tronc est aussi assurée par d'autres structures anatomiques telles que la cage thoracique, les ligaments et les muscles. La cage thoracique contraint la flexibilité du segment thoracique du rachis afin de protéger les organes vitaux et d'augmenter la rigidité globale de la colonne vertébrale. Les ligaments rachidiens permettent d'effectuer des mouvements physiologiques avec un minimum de résistance et de dépense énergétique. De plus, en limitant les mouvements de trop grandes amplitudes entre les vertèbres adjacentes et en absorbant l'énergie des chocs, ils protègent la moelle épinière. Les muscles rachidiens sont responsables du maintien de la posture en position statique et permettent les mouvements fonctionnels du tronc. C'est par la contraction isométrique (longueur constante du muscle) que le système musculaire

assure le maintien de la posture et par la contraction isotonique (muscle se raccourcit) qu'il permet les mouvements fonctionnels tels que l'inclinaison latérale (Figure 1-5 (a)), la flexion/extension (Figure 1-5 (b)) et la rotation axiale (Figure 1-5 (c)).

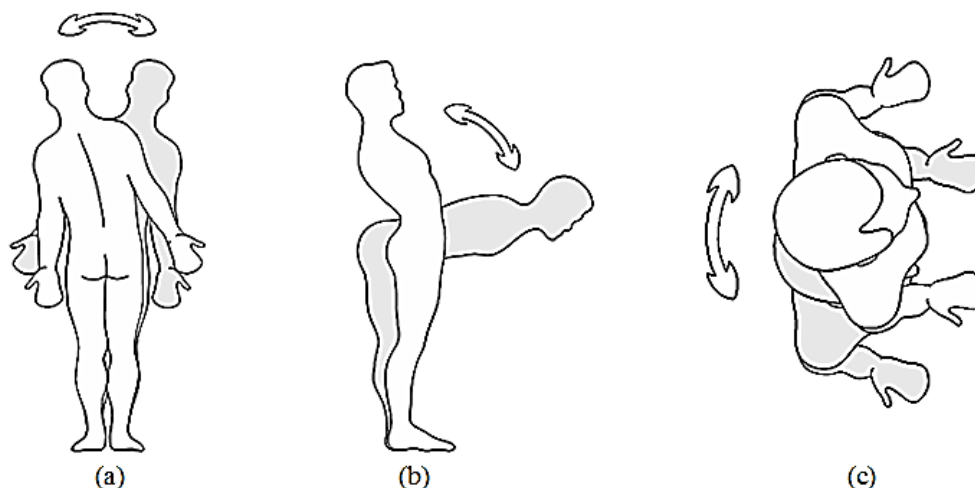


Figure 1-5: Mouvements fonctionnels : a) inclinaison latérale, b) flexion/extension, c) rotation axiale (Martino 2011)

### 1.1.2 Bassin

Le bassin est constitué de plusieurs éléments. La Figure 1-6 présente les principaux, soit les os coxaux, le sacrum et le coccyx.

Les deux os coxaux sont eux-mêmes constitués de trois parties qui se soudent vers l'âge de 12 ans. L'ilium (Figure 1-6 (a)) constitue la partie supérieure de l'os, communément appelée la hanche ou les crêtes iliaques. L'ischium (Figure 1-6 (b)) est la partie inféro-dorsale, c'est sur l'extrémité basse de l'ischium que l'on s'assoit. La partie inféro-ventrale est nommée pubis (Figure 1-6 (c)), c'est la partie de l'os située au-dessus du sexe.

Les os coxaux sont reliés entre eux par la symphyse pubienne et sont reliés de chaque côté du sacrum par les articulations sacroiliaques. La symphyse pubienne est une articulation quasi fixe qui ne permet qu'un mouvement de quelques millimètres afin d'amortir la marche. Les articulations sacroiliaques relient les os coxaux à l'arrière du sacrum. Il s'agit d'articulations rigides qui permettent des mouvements minimes au quotidien. Ces articulations sont principalement utiles lors de l'accouchement pour augmenter le volume du bassin, autrement elles sont considérées comme quasiment fixes.

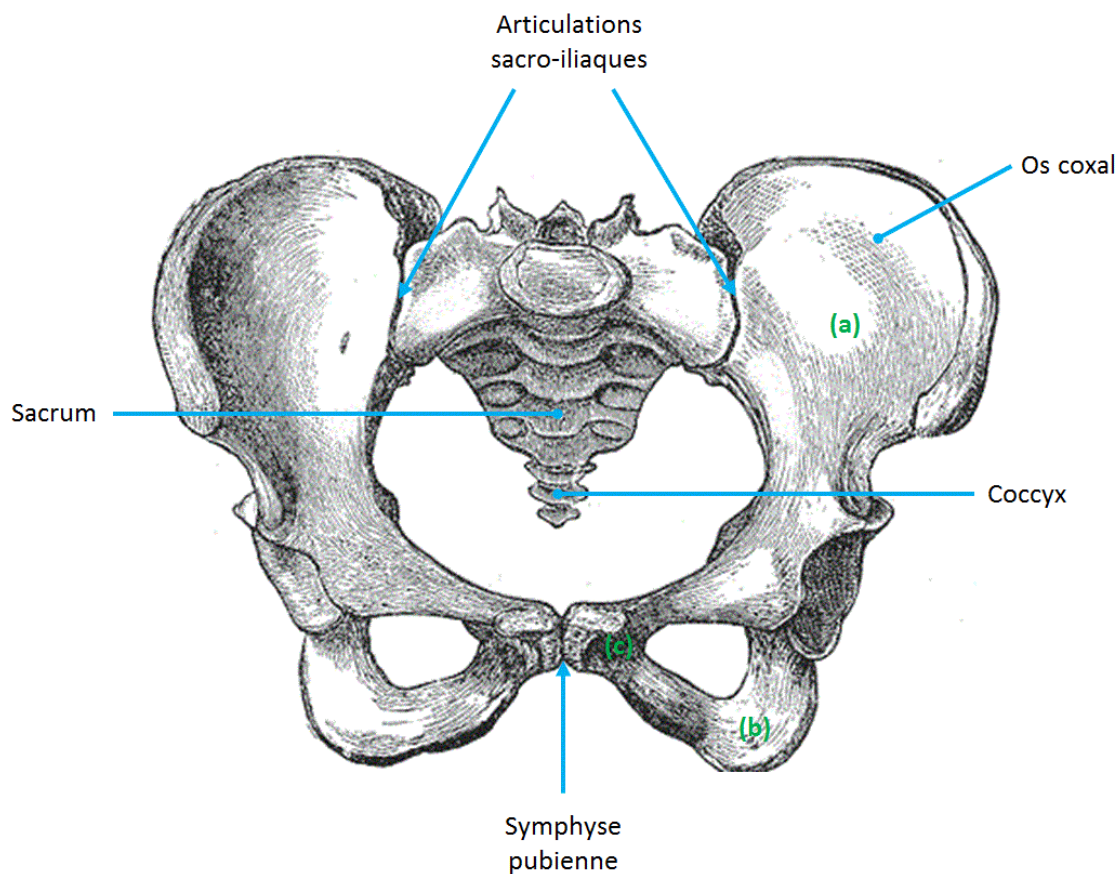


Figure 1-6: Bassin (adapté de Gray 1918)

Le sacrum est un os symétrique constitué des cinq vertèbres sacrées (S1 à S5) soudées entre elles. Le plateau de la première vertèbre sacrée, aussi appelé promontoire sacré, est relié à la dernière vertèbre lombaire (L5) par un disque intervertébral. Le sacrum est plus grand chez la femme que chez l'homme, permettant un plus grand dégagement entre les os coxaux et facilitant ainsi l'accouchement. Le coccyx s'articule avec la pointe du sacrum, il est constitué de quatre à six vertèbres atrophiées et soudées et est considéré comme une structure vestigiale.

## 1.2 Scoliose

Dans cette section, la pathologie de la scoliose est d'abord présentée de manière générale, puis la scoliose de type neuromusculaire est présentée de manière plus détaillée étant donné que c'est le type de scoliose qui sera le plus étudié dans le cadre de ce projet. Les méthodes d'évaluation de ce type de scoliose seront ensuite décrites.

### 1.2.1 Généralités

La scoliose est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale et du bassin. Telle que présentée à la Figure 1-7, la déformation peut se traduire par une inclinaison des vertèbres dans le plan frontal (Figure 1-7 (a)), une inversion ou une accentuation des courbures dans le plan sagittal (Figure 1-7 (b)) et une rotation des vertèbres dans le plan transverse (Figure 1-7 (c)).

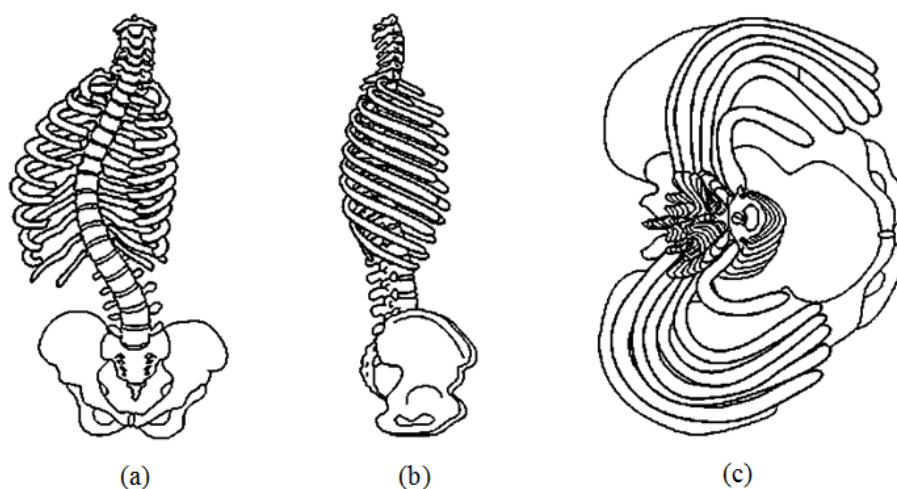


Figure 1-7: Scoliose dans les plans (a) frontal (b) sagittal et (c) transverse (Martino 2011)

La scoliose affecte 2 à 3 % de la population (AANS 2007). Le type de scoliose le plus répandu est la scoliose idiopathique de l'adolescent. Il s'agit d'une scoliose se développant à l'adolescence et pour laquelle les causes sont inconnues. Il existe aussi d'autres types de scoliose tels que la scoliose traumatique, la scoliose congénitale et la scoliose neuromusculaire (Fréchette, Vandal et al. 2000).

### 1.2.2 Scoliose neuromusculaire

La scoliose neuromusculaire est une déformation de la colonne vertébrale et du bassin causée par une maladie neurologique ou musculaire. Elle est caractérisée par différentes particularités physiologiques telles qu'une forte inclinaison du bassin pouvant entraîner la luxation de la hanche et une grande déformation du rachis ayant tendance à progresser rapidement. La Figure 1-8 présente les radiographies frontale et latérale d'un patient atteint d'une scoliose

neuromusculaire et présentant une grande déformation du rachis additionnée d'une forte inclinaison du bassin.

Une trop grande déformation du rachis peut aussi entraîner la compression des poumons et réduire la capacité pulmonaire du patient. De plus la densité osseuse de ces patients est souvent inférieure à la moyenne ce qui peut être un facteur important dans le choix du traitement (Gitelman, Joseph et al. 2008). Ils peuvent aussi souffrir de maux de dos, d'un manque d'équilibre entraînant une mobilité réduite et l'utilisation d'un fauteuil roulant est souvent nécessaire.

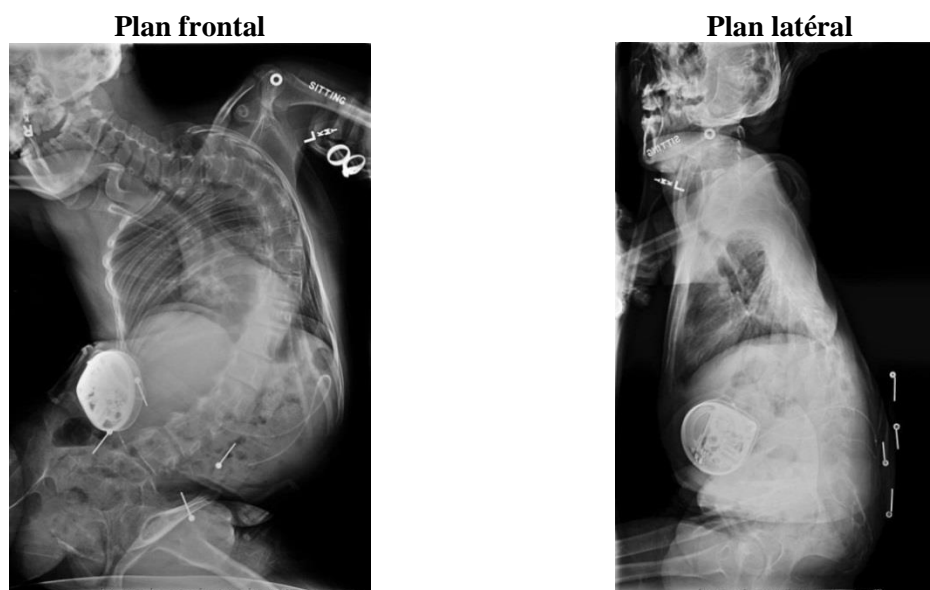


Figure 1-8: Radiographies d'un patient atteint d'une scoliose neuromusculaire

### 1.2.3 Méthodes d'évaluation

L'évaluation d'une scoliose est d'abord effectuée dans le plan frontal en évaluant la courbe principale, mais afin d'obtenir une évaluation complète de la scoliose les déformations dans les plans latéral et transverse doivent aussi être considérées. La Figure 1-9 présente les déformations de la colonne vertébrale dans le plan frontal (Figure 1-9 (a)), latéral (Figure 1-9 (b)) et transverse (Figure 1-9 (c)). Les méthodes de calculs des indices cliniques des déformations du rachis sont tirées de l'ouvrage de Stokes (1994) (Stokes 1994).

Dans le plan frontal, plusieurs indices géométriques peuvent être mesurés, tels que l'angle de Cobb, la distance entre la vertèbre apicale et la verticale, l'équilibre coronal et l'inclinaison du



bassin (voir Figure 1-9 (a)). L'angle de Cobb est l'angle formé par les droites tangentes aux plateaux des vertèbres limites supérieure et inférieure de la courbure. Il est possible de calculer l'angle de Cobb sur les différentes courbures de rachis dans le plan frontal, soit la courbure thoracique proximale (PT), la courbure thoracique principale (MT) et la courbure thoracolumbaire/lombaire (TL/L). L'angle de Cobb permet de mesurer l'amplitude de la courbure scoliotique et est le principal critère d'évaluation d'une scoliose. La translation de la vertèbre apicale par rapport à la verticale (TVA) est calculée en millimètres du centre de la vertèbre apicale à la ligne de plomb (droite verticale) passant par le centre de la vertèbre C7 (LPC7). L'équilibre coronal représente le déjettement latéral de la colonne vertébrale et il est mesuré par la distance entre la ligne verticale centrale sacrée (CSVL) et la LPC7. L'inclinaison du bassin peut être calculée par différentes méthodes, l'une d'entre elles consiste à mesurer l'angle entre la droite reliant les crêtes iliaques à l'axe perpendiculaire à la droite reliant le milieu de S1 et de T1 (voir Figure 1-10) (Dayer, Ouellet et al. 2012).

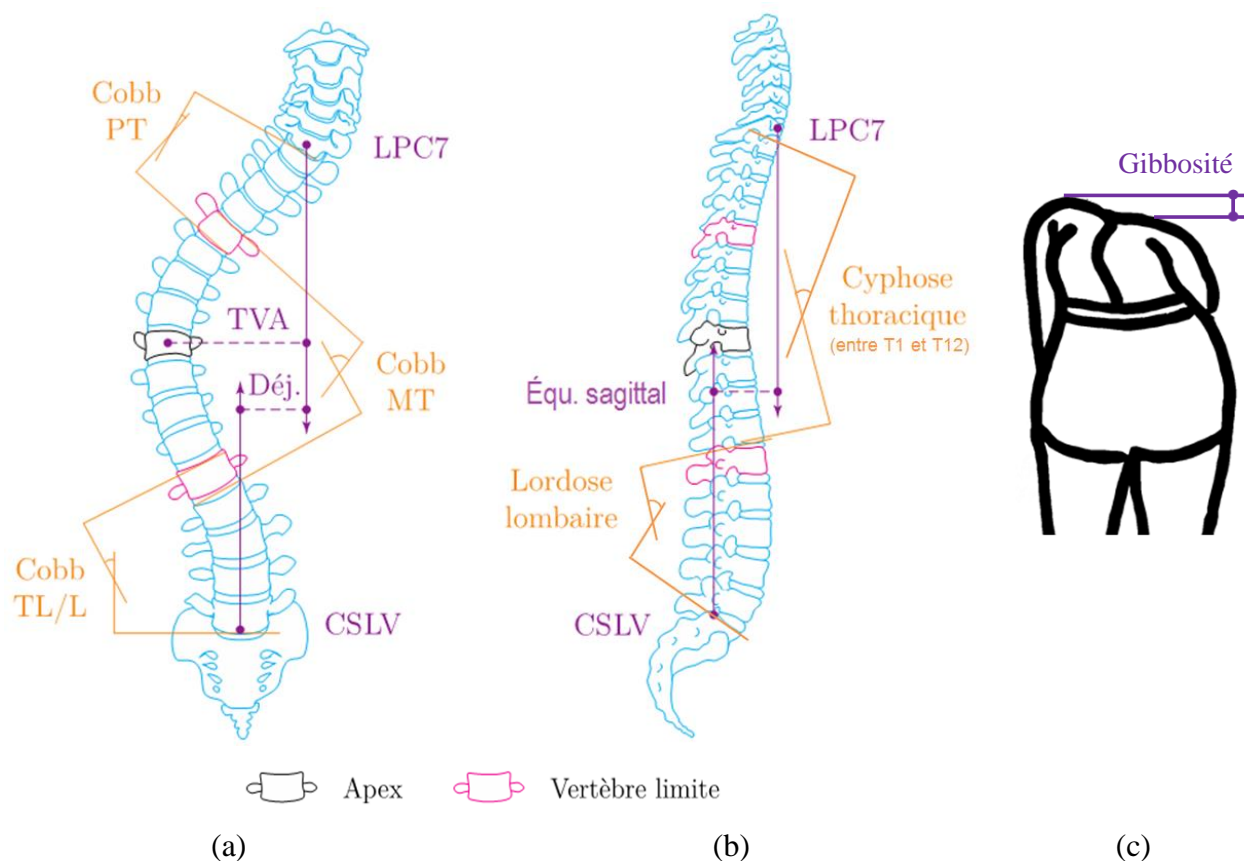


Figure 1-9: Indices cliniques pour l'évaluation d'une scoliose ((a-b) adapté de Martino 2011)



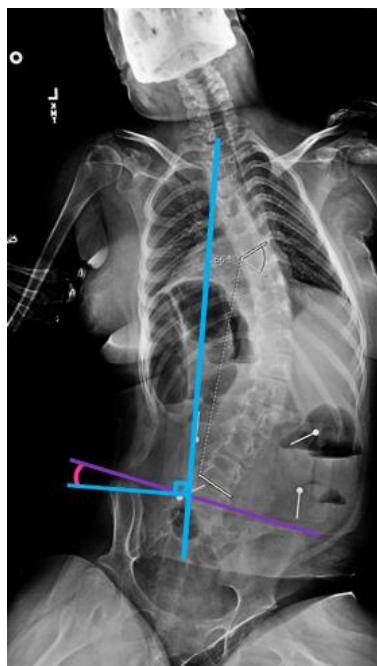


Figure 1-10: Évaluation de l'inclinaison du bassin

Dans le plan sagittal, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et l'équilibre sagittal sont mesurés (voir Figure 1-9 (b)). L'angle de la cyphose thoracique peut être mesuré entre les droites perpendiculaires au plateau supérieur de T1, T4 ou de la première vertèbre thoracique visible et au plateau inférieur de T12. Il est aussi possible de calculer l'angle entre les vertèbres thoraciques créant l'angle le plus grand, il s'agit alors de la cyphose maximale. L'angle de la lordose lombaire est calculé entre les droites perpendiculaires au plateau supérieur de la L1 et au plateau supérieur de S1. L'équilibre sagittal est mesuré par la distance en millimètres entre la CSVL et la LPC7.

Dans le plan transverse, la déformation est caractérisée par une asymétrie de la géométrie du dos appelée gibbosité (voir Figure 1-9 (c)). La gibbosité est une déformation de la cage thoracique due à une rotation des vertèbres dans le plan transverse.

Afin d'évaluer la flexibilité et la souplesse de la colonne vertébrale, le test d'inflexion latérale maximale volontaire est couramment effectué. Il consiste à prendre des radiographies du patient en inflexion latérale gauche et droite dans le plan frontal et d'évaluer la réduction de l'angle de Cobb (voir Figure 1-11). Cette information est nécessaire au chirurgien orthopédiste dans leur choix du nombre de niveaux vertébraux à fusionner.

**Inflexion latérale gauche****Position assise****Inflexion latérale droite**

Figure 1-11: Test d'inflexion latérale maximale volontaire

Pour calculer ces différents indices géométriques, deux approches sont utilisées : l'approche clinique et l'approche numérique. L'approche clinique consiste à calculer les différents indices à partir des radiographies, tandis que l'approche numérique consiste à reconstruire la géométrie du rachis en 3D et de calculer les indices à partir de cette reconstruction. La technique de reconstruction numérique est décrite à la section 1.4.1 de ce mémoire.

### 1.3 Traitement de la scoliose neuromusculaire par instrumentation

Lorsqu'une scoliose est diagnostiquée chez un patient, certains traitements peuvent être proposés dans le but de ralentir ou de freiner la progression de celle-ci. Des traitements de physiothérapie ou le port d'un corset orthopédique peuvent effectivement limiter la progression voire même corriger une petite déformation du rachis pour certains patients (Weinstein, Dolan et al. 2008). Par contre, lorsque la scoliose progresse et que la déformation du rachis est importante (angle de Cobb  $> 40^\circ$ ), le traitement actuellement utilisé pour corriger la scoliose est l'instrumentation chirurgicale (Weinstein, Dolan et al. 2008). Cette intervention vise à réaligner la colonne vertébrale, réorienter les vertèbres, retrouver la courbure naturelle dans le plan sagittal et rééquilibrer le bassin. Elle consiste à insérer des vis dans les pédicules des vertèbres (vis pédiculaires) ou des crochets sur les vertèbres permettant d'ajouter des tiges métalliques rigides en effectuant des manœuvres chirurgicales de manière à redresser le rachis. L'instrumentation permet de freiner la progression en entraînant la fusion osseuse des vertèbres instrumentées. Le choix du nombre de niveaux vertébraux fusionnés dépend de plusieurs facteurs. Lorsque

nécessaire, il est aussi possible d'utiliser une fixation iliaque. Une instrumentation étendue jusqu'au bassin permet de bien contrôler la correction et l'inclinaison du bassin. Une fixation iliaque est particulièrement importante lorsque l'inclinaison pelvienne est supérieure à 15° (Dayer, Ouellet et al. 2012). Les fixations iliaques sont le plus souvent utilisées pour des patients neuromusculaires non ambulatoires. L'objectif de la chirurgie pour des patients neuromusculaires est d'obtenir un rachis solide et équilibré autant dans le plan frontal que dans le plan sagittal et d'assurer le confort du patient dans une position assise (Dayer, Ouellet et al. 2012).

Cette section présente d'abord l'évolution et les principes biomécaniques des fixations iliaques. Puis, une revue des études analysant l'influence de variables d'instrumentation sur les risques de complications associées à l'insertion de vis iliaques est ensuite présentée.

### **1.3.1 Évolution et principes biomécaniques des techniques de fixation iliaque**

Plusieurs techniques de fixation du bassin utilisées pour la correction de scoliose ont été développées. Chacune de ces techniques comporte des avantages, mais aussi des risques potentiels. La section suivante présente l'évolution des techniques et leur principe biomécanique.

#### **1.3.1.1 Fixation transiliaque avec connecteur transverse**

La fixation transiliaque avec connecteur transverse constitue la première génération d'instrumentation iliaque (Lebwohl 2012). Cette instrumentation consiste en un connecteur transverse qui relie les crêtes iliaques et sur lequel les deux tiges s'attachent à l'aide de connecteurs. Elle a été mise de côté après l'apparition des tiges Galveston et d'autres fixations iliaques étant donné qu'elle était associée à plusieurs complications. En effet, le connecteur transverse se déplaçait latéralement ou les crochets qui rattachaient le connecteur aux tiges se désengageaient. Toutefois, cette technique demeure intéressante dans certains cas. En effet, lorsque le patient a préalablement eu une ostéotomie au bassin ou qu'il y en a une de prévue, l'insertion de tiges Galveston ou de vis iliaques peut être impossible. Une amélioration de la technique a donc été développée par King (King, Thomas et al. 2000). Il s'agit de tiges en forme de L filetées à l'extrémité distale, insérées au travers des iliums au niveau de S2 et retenues par des rondelles et des écrous de blocages (Figure 1-12). L'inclinaison du bassin est alors corrigée en appliquant des forces sur les tiges. Puis, un connecteur transversal est inséré entre les deux tiges afin de solidifier la structure et de compresser les os coxaux avec le sacrum pour favoriser la

fusion du joint sacroiliaque. Les tiges sont ensuite attachées aux vertèbres à l'aide de câbles, de vis ou de crochets. Le problème de cette fixation est la proéminence de la structure pouvant nécessiter une chirurgie de révision particulièrement pour les patients petits et minces.

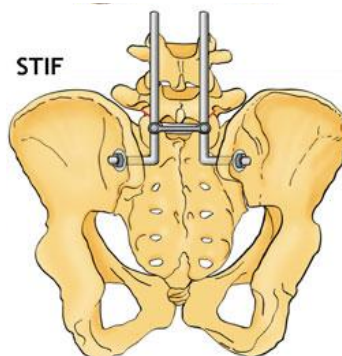


Figure 1-12: Fixation transiliaque avec connecteur transverse (Dayer, Ouellet et al. 2012)

### 1.3.1.2 Tiges Galveston

La technique de fixation iliaque par l'insertion de tiges Galveston a été développée dans les années 1980 par Allen et Ferguson (Allen and Ferguson 1984). Il s'agit d'une des premières techniques de fixation iliaque développée afin de résoudre des problèmes de complications reliés aux fixations lombosacrées utilisées précédemment (Moshirfar, Rand et al. 2005). C'est aussi la technique de fixation iliaque la plus documentée dans la littérature, car elle constituait le « gold standard » jusqu'à récemment (Schwend, Sluyters et al. 2003; Dayer, Ouellet et al. 2012).

La technique consiste à insérer des tiges préalablement pliées de chaque côté du bassin (voir Figure 1-13) et de les attacher sur toute la longueur de la colonne vertébrale. Les tiges sont constituées d'un seul élément continu, mais sont pliées en trois sections : une partie intraosseuse qui est insérée dans le bassin, une partie qui passe au-dessus du sacrum et une partie s'étendant sur la longueur instrumentée du rachis. Les tiges étaient autrefois attachées aux vertèbres par des câbles, mais peuvent maintenant aussi s'attacher avec des crochets ou des vis pédiculaires en incorporant les techniques d'instrumentation développées par Cotrel et Dubousset (Moshirfar, Rand et al. 2005). La partie des tiges insérée dans le bassin doit être d'au moins 6 cm, mais idéalement elle devrait mesurer entre 9 et 10 cm dépendamment de l'anatomie du patient (Dayer, Ouellet et al. 2012).

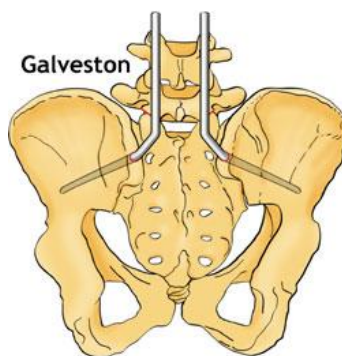


Figure 1-13: Tiges Galveston (Dayer, Ouellet et al. 2012)

Les avantages de cette technique de fixation sont d'abord qu'elle procure une excellente résistance aux efforts en flexion et qu'elle permet de bien corriger l'inclinaison pelvienne (Dayer, Ouellet et al. 2012). En effet, des études rétrospectives ont démontré que les tiges Galveston permettaient de corriger l'inclinaison pelvienne de 40 à 77 % pour des patients neuromusculaires au dernier rendez-vous de suivi (Gau, Lonstein et al. 1991; Lonstein, Koop et al. 2012). Par contre, ce type de fixation est associé avec un taux de 6 % de non-fusion de la région lombosacrée et un mouvement chronique et répétitif des tiges (Allen and Ferguson 1984). De plus, cette technique n'est pas recommandée pour les patients hypercyphotiques, car la cyphose peut entraîner une augmentation des efforts dans l'axe d'insertion des tiges et entraîner le désengagement des tiges et la perte de correction dans la région lombaire (Sink, Newton et al. 2003).

### 1.3.1.3 Tiges en S de Dunn et McCarthy

La technique de fixation iliaque décrite par Dunn et McCarthy en 1989 a été développée spécifiquement pour des patients pédiatriques neuromusculaires, mais peut aussi être utilisée pour la correction d'autres types de scoliose. La technique consiste à fixer des tiges en formes de S sur les ailes sacrées et d'appliquer une distraction entre les tiges et les vis pédiculaires ou les crochets infralaminaires implantés sur la vertèbre L4 ou sur un niveau supérieur afin de serrer la structure et d'empêcher le mouvement de celle-ci (voir Figure 1-14) (McCarthy, Dunn et al. 1989).

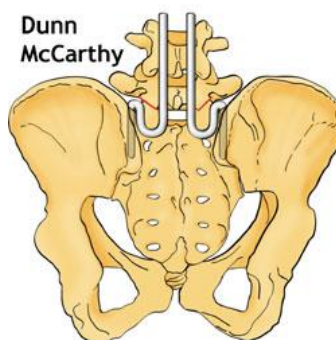


Figure 1-14: Tiges en S de Dunn et McCarthy (Dayer, Ouellet et al. 2012)

Les avantages de cette technique sont d'abord qu'elle ne nécessite pas de percer le bassin étant donné que les tiges sont seulement appuyées et coincées entre les ailes iliaques et les ailes sacrées. Elle peut donc être utilisée pour des patients ayant un trop petit bassin pour ancrer des vis iliaques ou des tiges Galveston. Aussi, la structure résiste bien aux efforts de flexion étant donné qu'elle est supportée antérieurement par les ailes sacrées qui agissent comme un bras de levier. Par contre, cette technique n'est pas recommandée pour des patients ambulatoires, car elle ne résiste pas bien aux autres mouvements fonctionnels. En effet, elle n'est pas conçue pour résister à de grands efforts en torsion et en inflexion latérale, ce qui pose un problème pour les patients ambulatoires. De plus, les tiges peuvent irriter les nerfs au niveau de la vertèbre L5 pouvant entraîner des douleurs aux membres inférieurs. Une autre complication souvent observée est la migration de la tige en S dans le bassin du côté supérieur de l'inclinaison pelvienne (McCarthy, Dunn et al. 1989; McCarthy, Bruffett et al. 1999). Afin de remédier à ce dernier problème, Warner et Fackler ont proposé une modification de cette technique (Warner and Fackler 1993). La technique de tiges en S modifiée consiste à insérer les tiges dans les premiers orifices sacrés (au niveau de S1), les tiges sont ensuite pliées pour s'appuyer sur les ailes sacrées. De cette façon les tiges sont en lignes avec le rachis, il n'est donc pas nécessaire de plier les tiges latéralement (Warner and Fackler 1993).

#### 1.3.1.4 Vis iliaques

La technique de fixation par vis iliaques est la technique favorisée par les chirurgiens lorsqu'elle est applicable (Schwend, Sluyters et al. 2003; Moshirfar, Rand et al. 2005; Phillips, Gutheil et al. 2007; Dayer, Ouellet et al. 2012). Elle constitue la suite logique des tiges Galveston depuis que l'instrumentation avec vis pédiculaires est majoritairement utilisée. En effet, le filetage des vis

permet de réduire les risques de désengagement de l'instrumentation. Il a été démontré que les vis iliaques procurent un ancrage trois fois plus résistant que les tiges Galveston (Schwend, Sluyters et al. 2003). De plus, les vis iliaques peuvent être reliées aux tiges par des connecteurs latéraux évitant ainsi de plier les tiges latéralement (voir Figure 1-15).

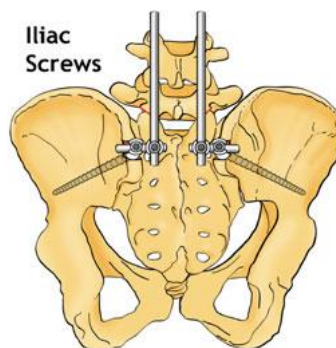


Figure 1-15: Vis iliaques (Dayer, Ouellet et al. 2012)

Tel qu'illustré à la Figure 1-16, il existe deux trajectoires de vis majoritairement utilisées : la trajectoire A part du point postérieur supérieur de la crête iliaque jusqu'à l'extrémité supérieure de l'acétabulum tandis que la trajectoire B part du même point, mais est orientée vers le point antérieur inférieur de la crête iliaque. La trajectoire B est favorisée étant donné que sa longueur est supérieure à celle de la trajectoire A, il est donc possible d'insérer de plus grandes vis. Aussi, la trajectoire A passe très proche de l'acétabulum, une vis suivant cette trajectoire pourrait l'endommager (Moshirfar, Rand et al. 2005).

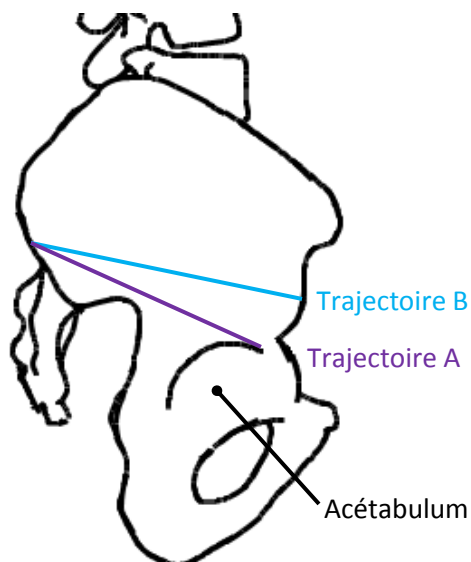


Figure 1-16: Trajectoire d'insertion des vis iliaques (adapté d'une image de Cammarata, M)

Bien que la technique de fixation par vis iliaques soit la technique majoritairement favorisée, certains risques de complications persistent. En effet, les très grands efforts subis par l'instrumentation peuvent engendrer le bris ou le désengagement des vis ou des tiges (Phillips, Gutheil et al. 2007; Abdul-Jabbar, Takemoto et al. 2012; Bowen, Abel et al. 2012; Sharma, Wu et al. 2012).

### 1.3.1.5 Instrumentation à largeur maximale

L'idée de l'instrumentation à largeur maximale était de combiner les deux types d'implants qui avaient la meilleure résistance biomécanique afin de maximiser la stabilisation de la jonction lombosacrée dans le traitement de la scoliose neuromusculaire avec une grande inclinaison pelvienne (Carroll, Shilt et al. 2007; Dayer, Ouellet et al. 2012). La technique consiste à insérer des vis iliaques directement dans les crêtes iliaques de chaque côté et des vis sacroiliaques à partir de S1 vers les crêtes iliaques, distales au joint sacroiliaque. Les tiges sont insérées directement dans les vis iliaques et dans les vis sacroiliaques sans connecteur. Grâce à sa grande résistance, cette technique permet une plus grande correction de l'inclinaison pelvienne. En effet, Carroll et al. (2007) ont démontré que cette technique a permis d'obtenir une correction de l'inclinaison pelvienne de 30 % supérieure comparée à la méthode standard des tiges Galveston. La technique d'instrumentation à largeur maximale a aussi permis de corriger la courbure thoracolombaire d'une moyenne de 18° de plus qu'avec la technique des tiges Galveston. Par contre, peu de documentation décrit cette technique et les impacts à moyen et long termes de ce type de fixation sont peu connus.

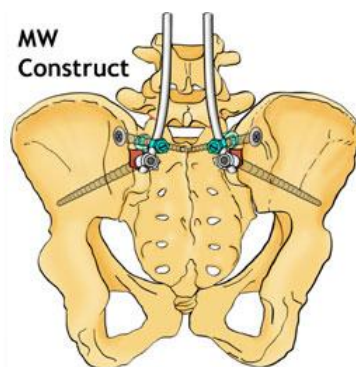


Figure 1-17: Instrumentation à largeur maximale (Dayer, Ouellet et al. 2012)



### 1.3.1.6 Vis iliaques insérées à partir de S2

Cette technique de fixation iliaque consiste à insérer de longues vis à partir du sacrum à la hauteur de S2 vers les crêtes iliaques par le joint sacroiliaque (Chang, Sponseller et al. 2009; O'Brien, Yu et al. 2009; Hassanzadeh, Strike et al. 2013). Les vis sont alors reliées aux tiges directement. En effet, étant donné que les vis sont en ligne avec les vis pédiculaires et les vis sacrées les connecteurs latéraux ne sont pas nécessaires. De plus, en insérant les vis à partir du sacrum, elles sont moins proéminentes et risquent moins de nécessiter une opération de révision due à la proéminence de la structure (Chang, Sponseller et al. 2009; O'Brien, Yu et al. 2009). Biomécaniquement, elles présentent aussi l'avantage d'avoir une trajectoire perpendiculaire à la force exercée par les tiges lors des manœuvres chirurgicales. On peut donc penser que les risques de retrait des vis sont minimisés étant donné que les forces exercées dans l'axe de la vis seront moins grandes. De plus, en passant par le sacrum et par le bassin les vis passent au travers d'au moins trois couches d'os cortical, ce qui offre une meilleure résistance osseuse. Cette technique étant encore récente, peu d'études ont été menées afin de déterminer les réels avantages et inconvénients. Pour le moment des radiotransparences ont été observées postopératoirement autour des vis chez quelques cas et on ne connaît pas encore l'impact des vis au travers du joint sacroiliaque (Dayer, Ouellet et al. 2012).

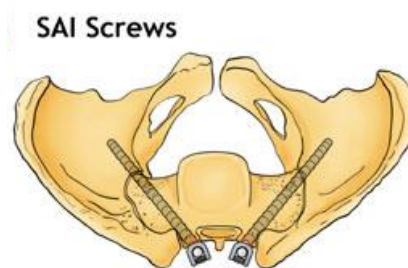


Figure 1-18: Vis iliaques à partir de S2 (Dayer, Ouellet et al. 2012)

### 1.3.2 Influence des paramètres d'instrumentation sur les risques de complications

Afin de réduire les risques de complications associées à une fixation iliaque, certains paramètres d'instrumentation peuvent être modifiés, ajoutés et ajustés dans le but de réduire les efforts subis par les vis ou les tiges. En effet, le type, la longueur, le diamètre, la trajectoire et le point

d'insertion des vis peuvent être variables, de même que la forme et la longueur des tiges. Il est aussi possible d'ajouter des vis sacrées, des connecteurs latéraux reliant les vis aux tiges et des connecteurs transversaux reliant les tiges entre elles. Quelques études se sont intéressées à l'influence de certains paramètres sur les efforts générés aux vis iliaques.

Smith et al. (1993) ont étudié l'effet de la profondeur et de l'orientation des vis. Des tests de chargements mécaniques ont été effectués sur des vis implantées sur des bassins cadavériques humains. Les vis implantées directement dans le sacrum à partir de S1 avaient une résistance à la rupture plus élevée que les vis implantées latéralement à travers les ailes sacrées. La résistance à la rupture des implants bicorticales et unicorticales étaient similaire (Smith, Abitbol et al. 1993).

Zheng et al. (2009) ont effectué des tests de fatigue et des tests d'arrachement afin de comparer des petites et des grandes vis ainsi que des petites vis avec l'ajout d'un ciment. L'étude a été réalisée sur 18 pelvis cadavériques humains séparés au hasard en deux groupes. Dans le premier groupe, une petite vis (7 mm x 70±4 mm) était insérée sur l'un des deux côtés (gauche ou droit) du bassin et une longue vis (7 mm x 120±4 mm) était insérée de l'autre côté. Dans le deuxième groupe, une petite vis était insérée d'un côté avec l'ajout d'un ciment (polyméthacrylate de méthyle) et une longue vis de l'autre côté. Un chargement cyclique de 20 à 200N et de fréquence 2 Hz à 5000 cycles a été appliqué aux vis suivi d'un test d'arrachement de 5 mm/min. Les résultats ont démontré que les petites vis étaient plus sensibles à la fatigue et pouvaient se désengager de l'os plus facilement. L'ajout de ciment peut toutefois être une solution étant donné qu'en comparant les valeurs de force d'arrachement maximale, il a été observé que les petites vis avec l'ajout d'un ciment étaient similaires aux longues vis (Zheng, Yu et al. 2009). Yu et al. (2011) ont aussi étudié l'influence de l'ajout d'un ciment et ils ont observé que le ciment pouvait faciliter l'attachement de l'implant et diminuer les risques de desserrage des vis (Yu, Li et al. 2011).

Santos et al. (2011) ont réalisé une étude dans le but de déterminer la longueur, le diamètre et la trajectoire des vis qui permettaient d'obtenir le plus grand couple à l'insertion des vis dans le bassin. L'étude a été réalisée sur 10 pelvis cadavériques humains. Des vis de 7,5 mm ou de 9,5 mm de diamètre ont été insérées au hasard selon une des deux trajectoires : trajectoire A ou B (voir Figure 1-16). Les couples les plus grands ont été observés lorsque la longueur des vis était plus grande que 80 mm. De plus, les vis avec un plus grand diamètre engendraient de plus grands

couples. La trajectoire n'a pas eu d'influence sur la valeur des couples engendrés, par contre la première trajectoire permettait d'insérer de plus longues et plus grosses vis (Santos, Sembrano et al. 2011).

Toutes ces études visaient à trouver des fixations plus résistantes afin de réduire les complications liées aux fixations iliaques. Peu d'études ont étudié le niveau d'efforts implant-os en comparant différentes stratégies opératoires. Un modèle numérique permettrait de comparer différentes stratégies sur un même cas et d'évaluer les efforts générés aux vis. La modélisation numérique constitue un outil puissant pour aborder la problématique de ce projet. La prochaine section présente une revue des modèles numériques développés pour la simulation de chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique.

## **1.4 Modélisation et simulation d'une chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique**

La simulation de la chirurgie de correction de la scoliose par instrumentation chirurgicale peut être divisée en trois grandes étapes. Soit, la reconstruction personnalisée de la géométrie du rachis, la modélisation biomécanique du rachis et de l'instrumentation chirurgicale et finalement la simulation des manœuvres chirurgicales. Les techniques utilisées pour réaliser ces étapes sont présentées dans cette section.

### **1.4.1 Reconstruction géométrique personnalisée du rachis**

Afin de modéliser le rachis de manière réaliste et personnalisée, une technique de reconstruction de la géométrie à partir de radiographies biplanaires (voir Figure 1-19) a été développée et décrite par Aubin et al. (1995). La technique consiste à identifier des repères anatomiques sur les radiographies dans les plans frontal et sagittal afin de déterminer leurs coordonnées en trois dimensions grâce à un algorithme d'optimisation. Une géométrie détaillée d'un rachis sain (issue de la topographie d'un spécimen cadavérique) est ensuite recalée en utilisant les coordonnées de ces repères et un algorithme de transformation géométrique (krigeage) permettant ainsi d'obtenir la géométrie spécifique du rachis du patient (Aubin, Descrimes et al. 1995). Delorme et al. (2003) ont évalué cette technique de reconstruction et ont obtenu une précision globale de  $3,3 \pm 3,8$  mm.

La reconstruction des pédicules plus spécifiquement a été évaluée à  $1,7 \pm 0,9$  mm de précision (Delorme, Petit et al. 2003).

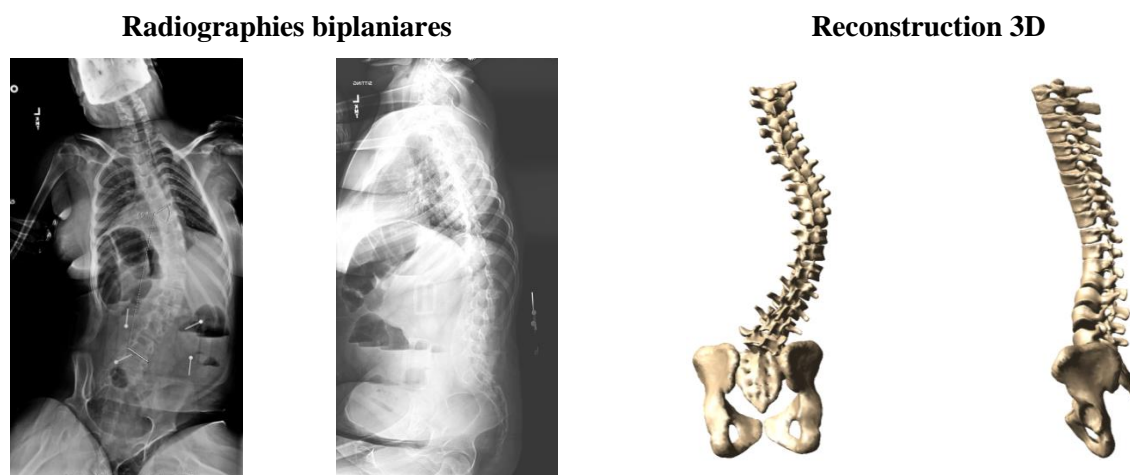


Figure 1-19 : Reconstruction 3D du rachis à partir des radiographies biplanaires

Une technique de reconstruction par autocalibrage (Cheriet, Laporte et al. 2007) et un objet de calibrage portatif ont ensuite été développés par Kadoury et al. (2007) afin de faciliter le calibrage des images et de réduire les erreurs de rétroprojection. Grâce à ce dispositif, la précision de reconstruction a été évaluée à 1,7 mm et les erreurs de rétroprojection ont été significativement réduites (Kadoury, Cheriet et al. 2007).

Plus récemment, une technologie de radiographies à basse dose dont l'acquisition des images coronale et latérale s'effectue de façon synchronisée (EOS, EOS imaging, France) a été mise en place, et la technique de reconstruction 3D à partir des radiographies EOS est aussi disponible avec une précision de 1.8 mm sur la position des vertèbres (Humbert, de Guise et al. 2009).

### **1.4.2 Modélisation biomécanique du rachis et de l'instrumentation et simulation des manœuvres chirurgicales**

Afin de modéliser la biomécanique du rachis et de l'instrumentation et de simuler les manœuvres chirurgicales, deux approches principales sont envisageables : un modèle par éléments finis ou un modèle multi-corps. Cette section présente les deux approches ainsi que les avantages et les limites de chacune.

### 1.4.2.1 Modèles par éléments finis

La méthode de modélisation par éléments finis consiste à discrétiser une géométrie complexe en une quantité finie d'éléments simples (voir Figure 1-20). En effet, le concept de base de l'interprétation physique d'un modèle par éléments finis est la subdivision du modèle mathématique en des composants disjoints (sans chevauchement) de géométrie simple appelé éléments finis. Des équations constitutives permettent de définir le comportement des matériaux. Les propriétés appropriées peuvent être attribuées à chaque élément selon ce qu'il représente, par exemple, les éléments définissant les vertèbres auront des propriétés différentes de ceux représentant les disques intervertébraux. Des conditions limites sont appliquées au modèle, puis le modèle peut être soumis à des forces ou des déplacements localisés afin d'évaluer un phénomène ou une application. La réponse de chaque élément est exprimée en termes de nombre fini de degrés de liberté et la réponse du modèle mathématique est alors considérée comme étant approximée par le modèle discret obtenu par l'assemblage de tous les éléments.

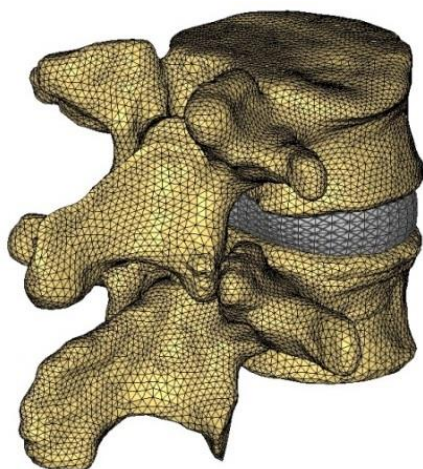


Figure 1-20 : Modèle par éléments finis d'une unité fonctionnelle rachidienne (image réalisée par Bianco, R-J à partir du modèle SM2S)

Utilisant la technique de modélisation par éléments finis, Gardner-Morse et al. (1994) ont développé un modèle simplifié permettant de simuler la chirurgie d'instrumentation du rachis pour la correction de la scoliose. Le modèle comportait sept vertèbres thoraciques et les structures intervertébrales étaient modélisées en tant que poutres définies par des propriétés mécaniques tirées de la littérature. La simulation de la chirurgie a été réalisée à partir de deux rachis scoliotiques hypothétiques avec une cyphose thoracique de  $0^\circ$  et un angle de Cobb de  $40^\circ$  et de

65°. Les manœuvres d'attachement de la première tige, de dérotation et de serrage des écrous ont été simulées. La simulation de ces manœuvres a permis de corriger la déformation dans le plan frontal et de restaurer le profil sagittal, par contre une augmentation de la rotation axiale de la vertèbre apicale (RAVA) a été observée. Un décalage postérieur de 30 mm des poutres représentant les structures intervertébrales a permis d'améliorer la RAVA (Gardner-Morse and Stokes 1994).

Le modèle développé par Aubin et al. (1995) utilisait une technique de reconstruction géométrique par stéréographie pour obtenir la géométrie spécifique du rachis scoliotique. De plus, les propriétés mécaniques des structures intervertébrales étaient personnalisées à partir de l'évaluation de la flexibilité du patient par le test d'inflexion latérale (Aubin, Descrimes et al. 1995). Le Borgne et al. (1999) ont utilisé ce modèle afin de simuler une instrumentation chirurgicale sur un patient scoliotique. Les manœuvres chirurgicales simulées étaient la traction du rachis due à la position couchée sur la table d'opération, l'insertion des crochets ou des vis pédiculaires, le cintrage de la tige, l'attachement de la tige aux implants et la dérotation de la tige. Les résultats de la simulation comparés aux résultats postopératoires réels ont permis d'observer une différence maximale de 12 mm de la position des vertèbres et la correction de la courbure dans le plan frontal (Le Borgne, Skalli et al. 1999).

Le même modèle a ensuite été utilisé par Lafage et al. (2004) afin de simuler des chirurgies de correction de la scoliose par instrumentation chirurgicale sur 10 cas. Deux étapes de la chirurgie ont été ajoutées afin de rendre plus réaliste et de mieux comparer les résultats de la simulation avec les résultats postopératoires réels. L'attachement de la deuxième tige ainsi que le retour du patient dans la position debout ont été simulés. Les résultats de l'étude ont montré une différence moyenne de 5° de l'orientation des vertèbres et de 6 mm du déplacement des vertèbres (Lafage, Dubousset et al. 2004).

Dumas et al. (2005) ont ensuite exploité le modèle de simulation développé par Lafage et al. (2004) afin d'étudier la manœuvre de cintrage *in situ*, qui consiste à corriger la déformation du rachis en déformant les tiges après l'insertion de celles-ci dans les implants. Les résultats de cette étude ont montré la faisabilité de simuler cette manœuvre chirurgicale (Dumas, Lafage et al. 2005). Puis, ce modèle a été utilisé par Lafon et al. (2010) afin de simuler la chirurgie d'instrumentation avec cintrage *in situ* sur 10 patients scoliotiques. L'analyse biomécanique de

cette manœuvre chirurgicale a montré que le cintrage in situ de la première tige corrigeait la courbure du rachis dans le plan frontal et augmentait la cyphose thoracique et la RAVA. Le cintrage de la deuxième tige permettait de réduire la cyphose thoracique et la RAVA tout en améliorant la correction de la courbure dans le plan frontal (Lafon, Lafage et al. 2010).

Pour le moment, aucun modèle par éléments finis permettant la simulation de la chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique ne comprend le bassin et l'instrumentation de fixation iliaque. Certains modèles tels que celui d'Eichenseer et al. (2011) représentant le bassin humain et les ligaments du joint sacroiliaque (Eichenseer, Sybert et al. 2011) pourraient être adaptés afin d'être utilisés pour étudier la biomécanique associée aux fixations iliaques. Le modèle Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) (Labe 2008; El-Rich, Arnoux et al. 2009) est un modèle par éléments finis détaillé de la colonne vertébrale et du bassin, surtout utilisé pour l'étude de traumatismes, sur lequel des membres du laboratoire sont actuellement en train de travailler afin d'étudier les chirurgies d'instrumentation de la scoliose (Bianco, Arnoux et al. 2013). Par contre, un modèle par éléments finis présente certains désavantages. En effet, des problèmes de convergences pouvant être causés par des non-linéarités des éléments, de la différence de rigidité entre les structures ou de la déformation trop importante des structures pendant la simulation de la chirurgie ont souvent été reportés (Poulin, Aubin et al. 1998; Stokes, Gardner-Morse et al. 1999; Aubin, Petit et al. 2003). De plus, le temps de calcul, la complexité technique de créer un modèle personnalisé pour un patient donné, et les défis importants dans la simulation des petites manœuvres successives et itératives rendent peu réalisable d'utiliser cette technique dans un contexte clinique ou d'effectuer un nombre élevé de simulations sous un délai exigent.

#### **1.4.2.2 Modèles multi-corps**

L'approche multi-corps consiste à définir certaines structures par des éléments rigides (indéformables) reliés par des éléments flexibles (déformables) définis par des équations décrivant leurs déplacements en fonctions des efforts (Figure 1-21). En appliquant des forces aux structures ou en imposant un déplacement il est possible de calculer les efforts générés entre les éléments rigides en évaluant la déformation subie par les éléments flexibles.

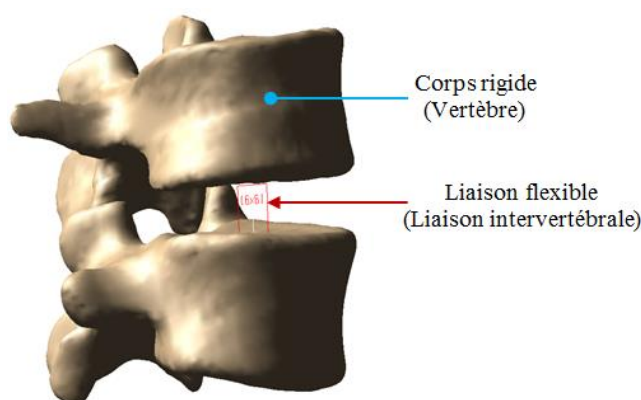


Figure 1-21 : Modèle multi-corps d'une unité fonctionnelle rachidienne

Poulin et al. (1998) ont développé le premier modèle de simulation de la chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique par modélisation multi-corps. Le modèle était constitué de corps rigides représentant les vertèbres reliées par des éléments flexibles représentant les structures intervertébrales. La rigidité des structures intervertébrales a été définie en adaptant les données expérimentales tirées de la littérature. La géométrie du rachis était issue de la reconstruction géométrique à partir de radiographies biplanaires d'une patiente scoliotique, dont la technique est présentée dans la section précédente. Les implants (crochets et vis) ont été modélisés en tant que corps rigides et les tiges étaient constituées de segments cylindriques rigides reliés par des éléments poutres. L'insertion des implants, l'attachement et la rotation des tiges ont été modélisés et simulés. Cette technique de modélisation et simulation a permis de reproduire les résultats des chirurgies réelles à 80 % en termes des angles Cobb dans les trois plans anatomiques. La courbure dans le plan sagittal était moins représentative de la réalité, mais relativement cohérente. Cette étude a permis de montrer la faisabilité de l'utilisation d'un modèle multi-corps pour la simulation de la chirurgie d'instrumentation du rachis pour la correction de la scoliose (Poulin, Aubin et al. 1998).

Aubin et al. (2003) ont repris ce modèle afin de simuler la chirurgie d'instrumentation sur trois patients. Afin d'améliorer la représentation géométrique des vertèbres, une technique de krigeage décrite à la section 1.4.1 a été utilisée. La comparaison des indices cliniques entre les résultats postopératoires réels et les résultats des simulations numériques dans les trois plans a permis de relever une différence maximale de 6° de l'angle de Cobb, de 7° de la RAVA et de 8° de l'orientation du plan de courbure maximum. Les forces calculées à l'interface entre les implants



et les vertèbres étaient par contre très élevées ( $>1000\text{N}$ ). La génération de ces grandes forces peut être expliquée par le fait que les tiges étaient non-déformables, que les propriétés mécaniques des disques intervertébraux n'étaient pas personnalisées aux patients (Aubin, Petit et al. 2003) ou que les liaisons vertèbres-vis-tige étaient trop rigides et amenaient des surcontraintes étant donné les alignements imparfaits entre les tiges et implants..

Petit et al. (2002) ont aussi utilisé l'approche multi-corps pour simuler une instrumentation du rachis scoliotique. Dans ce modèle, les liaisons intervertébrales ont été modélisées par des joints sphériques couplés à des ressorts en torsion. Les résultats de simulation sur sept patients ont permis de constater une différence moyenne de  $2,3^\circ$  dans le plan frontal et de  $2,2^\circ$  dans le plan sagittal. Les propriétés mécaniques des structures intervertébrales ont ensuite été personnalisées aux patients par le développement d'un algorithme permettant d'évaluer la flexibilité du patient à partir du test d'inflexion latérale. Les différences entre les résultats postopératoires et les résultats de simulation avec personnalisation étaient de  $1,3^\circ$  dans le plan frontal et de  $2,0^\circ$  dans le plan sagittal. Une légère amélioration dans le plan frontal a donc été observée grâce à la personnalisation (Petit 2002).

Stirbu et al. (2004) ont développé un modèle inspiré du modèle de Poulin et al. (1998), permettant de simuler la chirurgie d'instrumentation pour la correction de la scoliose. En simulant la chirurgie de sept patients scoliotiques, ils ont étudié la sensibilité des paramètres de modélisation. L'influence de la simulation d'une disectomie, de la position et l'orientation des implants, de la déformation de la tige ainsi que des conditions limites du modèle a été étudiée. Afin de simuler la disectomie, une diminution de 50 % de la rigidité de la liaison intervertébrale correspondant au niveau de la disectomie a été appliquée. Il a été observé que la simulation de la disectomie n'a pas engendré de différence significative tant sur la correction que sur les efforts générés à l'interface implants-os. L'étude de sensibilité sur la position et l'orientation des implants a permis de constater que l'alignement des implants avec les tiges était très important pour ne pas engendrer des efforts démesurés pendant la simulation. En évaluant les déformations subies par les tiges, ils ont conclu qu'elles étaient majoritairement sous le seuil de déformation plastique de l'acier et donc que l'utilisation de tiges élastiques dans le modèle était adéquate. En comparant l'influence de différentes conditions limites, on comprend que les conditions limites

peuvent avoir une influence sur les résultats et qu'il faut les choisir judicieusement en fonction de ce que l'on veut étudier (Stirbu 2004).

Afin d'améliorer le modèle, Luce et al. (2004) ont modifié la modélisation des structures intervertébrales. Une matrice de rigidité 6-par-6 (joint de type *field*) a été utilisée afin de représenter les relations efforts/déplacements entre les vertèbres. De cette façon, le modèle prend en compte les mouvements de couplage intrinsèques. Le modèle a été utilisé pour simuler la chirurgie de sept patients. Une différence moyenne de 4,6 mm de la position des vertèbres et de 3,7° pour l'angle de Ferguson a été relevée. Une diminution des efforts intervertébraux a été observée en comparaison avec les modèles utilisant les joints de type poutre ou les joints de type sphérique (Luce 2004).

La rapidité et les résultats de simulation de ces modèles ont inspiré le développement d'un planificateur de chirurgie pour l'instrumentation de rachis scoliotique. Aubin et al. (2008) ont publié la preuve de concept d'un simulateur de chirurgie avec une interface développée pour les chirurgiens. Ce logiciel nommé *Spine Surgery Simulator* (S3) permet de sélectionner les implants et les tiges et de simuler les différentes manœuvres chirurgicales à partir de la géométrie spécifique d'un patient. Le chirurgien peut alors planifier son opération en comparant les résultats de différentes stratégies simulées. Dans le cadre de l'étude publiée par Aubin et al. (2008) le logiciel a été utilisé pour simuler la chirurgie de dix patients scoliotiques. En comparant les résultats de la simulation avec les résultats postopératoires réels, une différence moyenne inférieure à 5° a été observée entre les différents indices géométriques (Aubin, Labelle et al. 2008).

Les études de Wang et al. (2011) et de Martino et al. (2013) ont permis d'ajouter des manœuvres chirurgicales au modèle et d'étudier différentes techniques de chirurgie. En effet, Wang et al. (2011) ont développé un modèle permettant de simuler la technique de translation segmentaire incrémentale directe. Afin de valider la modélisation de la technique, la chirurgie de six patients opérés avec cette technique a été simulée. Les résultats de simulation concordaient avec les résultats réels de la chirurgie (différence inférieure à 5°). De plus, en comparant différents types d'implants, ils ont démontré que l'utilisation de vis multiaxiales permettait de réduire les efforts implants-os comparativement aux vis monoaxiales qui étaient plus sensibles aux variations de positions et d'orientations (Wang, Aubin et al. 2011). L'étude de Martino et al. (2013) s'est

concentrée sur le développement d'un modèle permettant de simuler la manœuvre de dérotation vertébrale et sur l'analyse biomécanique de cette méthode. La chirurgie avec dérotation vertébrale de quatre patients a été simulée en faisant varier différents paramètres de la manœuvre. Un total de 32 simulations par patient a été simulé. En comparant les efforts générés à l'interface implant-vis, il a été démontré qu'en réduisant la densité d'implant de 50 %, il était possible de réduire les efforts à l'interface implants-os tout en conservant une bonne correction (Martino, Aubin et al. 2013).

Bref, les modèles multi-corps sont caractérisés par un nombre réduit de degrés de liberté par rapport à un modèle par éléments finis, ce qui signifie un temps de calcul beaucoup plus court (environ 3 minutes par simulation). Les modèles multi-corps ne permettent pas d'obtenir les contraintes internes des structures, mais ils permettent une représentation réaliste des manœuvres chirurgicales et permettent d'obtenir des résultats utiles à une application clinique.

Les modèles multi-corps utilisés pour la simulation de l'instrumentation du rachis scoliotique développés jusqu'à maintenant incluent le bassin de manière schématique seulement. Les articulations sacroiliaques et la symphyse pubienne ne sont pas modélisées. De plus, les propriétés de la liaison L5-S1 n'ont pas été calibrées. Les fixations iliaques n'ont pas encore été modélisées non plus.

## **CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET**

### **2.1 Résumé de la problématique**

La revue des connaissances a permis de dégager les points suivants :

- La scoliose est une déformation 3D complexe de la colonne vertébrale et du bassin.
- La scoliose neuromusculaire est un type de scoliose progressif qui est souvent associé à une forte inclinaison pelvienne, pouvant nécessiter une chirurgie d'instrumentation.
- Il existe plusieurs types de fixations iliaques utilisées afin de corriger l'inclinaison pelvienne et comme ancrage à l'instrumentation.
- L'instrumentation favorisée pour une scoliose neuromusculaire est majoritairement une instrumentation avec vis pédiculaires et vis iliaques.
- L'implantation de vis iliaques peut engendrer certaines complications, telles que le bris des vis ou des tiges ou le désengagement des vis.
- L'instrumentation à largeur maximale et les vis iliaques insérées à partir de S2 sont des nouvelles techniques de fixation iliaque qui pourraient permettre de réduire les risques de complications.
- Certains paramètres d'instrumentation sont variables tels que la longueur, le diamètre, le type, l'orientation et le point d'insertion des vis, l'ajout de vis sacrées, de connecteurs latéraux ou de connecteurs transversaux.
- Des études cliniques ont montré que certains paramètres d'instrumentation avaient une influence sur les efforts générés aux vis ou sur les risques de complications reliés aux instrumentations avec vis iliaques.
- Peu de recommandations ont été émises sur les stratégies d'instrumentation permettant de minimiser les efforts aux vis et les risques de complications.
- Plusieurs modèles biomécaniques ont été développés afin de simuler une chirurgie d'instrumentation pour la correction de la scoliose, ce qui permet de comparer plusieurs stratégies d'instrumentations sur un même rachis scoliotique.

## 2.2 Objectif général

L'objectif général de ce projet est d'analyser la biomécanique d'instrumentation avec vis iliaques pour la correction de la scoliose afin de minimiser les efforts à l'interface entre les vis et le bassin ce qui permettrait de réduire les risques de complications associées à la défaillance de l'implantation de vis iliaques.

## 2.3 Questions de recherche

L'analyse des éléments soulevés dans la revue des connaissances nous amène aux questions de recherche suivante :

- Quels sont les paramètres d'instrumentation ayant un impact significatif sur les efforts à l'interface entre les vis et le bassin?
- Quelles stratégies d'instrumentation avec vis iliaques permettraient de réduire ces efforts?

## 2.4 Objectifs spécifiques

Dans le but de répondre à ces questions de recherche, trois objectifs spécifiques ont été établis pour ce projet de maîtrise :

**Objectif 1 :** Développer et valider un modèle multi-corps personnalisé de simulation de la correction chirurgicale d'un rachis et bassin scoliotiques incluant des vis iliaques;

**Objectif 2 :** Déterminer les paramètres influençant les efforts sur les vis iliaques;

**Objectif 3 :** Recommander des stratégies visant à minimiser les efforts aux vis iliaques pour une instrumentation de correction de la scoliose.

Le Chapitre 3 présente la réalisation des trois objectifs spécifiques par l'intermédiaire d'un article scientifique, qui représente le noyau central de ce mémoire de maîtrise. Dans cet article, la méthodologie utilisée afin de répondre aux objectifs ainsi que les résultats de simulations et d'analyse biomécanique des efforts générés aux vis iliaques sur six patients scoliotiques sont présentés. Une discussion générale présentée au 3.2 suivie des conclusions et des recommandations complètent ce mémoire de maîtrise.

## **CHAPITRE 3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE D'INSTRUMENTATIONS AVEC VIS ILIAQUES POUR LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE**

### **3.1 Présentation de l'article scientifique**

Ce chapitre présente l'analyse biomécanique d'instrumentations avec vis iliaques pour la correction de la scoliose sous la forme d'un article scientifique. Un modèle multi-corps a été développé afin d'évaluer les efforts générés aux vis iliaques pendant et après l'opération et d'analyser l'influence de différentes variables d'instrumentation sur ces efforts. La chirurgie de six patients scoliotiques ayant subi une opération d'instrumentation avec vis iliaques a été simulée. L'influence de quatre variables d'instrumentation sur les efforts générés aux vis iliaques a été évaluée en analysant les résultats à partir d'un plan d'expériences. Pour chaque cas, 16 configurations d'instrumentation ont été simulées. Suite à la simulation des manœuvres chirurgicales, les forces de gravité ont été appliquées dans l'axe longitudinal du patient et des mouvements fonctionnels ont été simulés afin d'évaluer leur influence sur les efforts aux vis.

Afin de compléter les informations fournies dans l'article, trois annexes ont été ajoutées au mémoire. L'annexe 1 explique la méthode utilisée pour modéliser le joint sacroiliaque et l'annexe 2 explique la méthode utilisée pour simuler les mouvements fonctionnels. L'annexe 3 présente les radiographies préopératoires et postopératoires des six patients sélectionnés pour l'étude.

L'article, ici présenté, intitulé « Biomechanical Analysis of Iliac Screw Fixation in Spinal Deformity Instrumentation » a été soumis pour publication à la revue scientifique « Clinical Biomechanics » au mois de novembre 2013. Le premier auteur a contribué à environ 80 % de la préparation et de la rédaction de l'article.

## 3.2 Article scientifique: « Biomechanical Analysis of Iliac Screw Fixation in Spinal Deformity Instrumentation »

Manuscript submitted to the Journal of *Clinical Biomechanics*

### BIOMECHANICAL ANALYSIS OF ILIAC SCREW FIXATION IN SPINAL DEFORMITY INSTRUMENTATION

---

Frederique Desrochers-Perrault B.Eng<sup>1,2</sup>, Carl-Eric Aubin PhD P.Eng<sup>1,2</sup>, Xiaoyu Wang PhD<sup>1,2</sup>,  
Richard M. Schwend MD<sup>3</sup>

1. Polytechnique Montreal  
Department of Mechanical Engineering  
P.O. Box 6079, Station "Centre-ville"  
Montreal (Quebec)  
H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center  
3175, Cote Sainte-Catherine Road  
Montreal (Quebec)  
H3T 1C5 CANADA
3. Children's Mercy Hospital,  
2401, Gillham Rd  
Kansas City (Missouri)  
64108 USA

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.  
Full Professor  
NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics  
Polytechnique Excellence Research Chair in Orthopedic Engineering  
Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering  
P.O. Box 6079, Station "Centre-ville", Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA  
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca  
Phone: 1 (514) 340-4711 ext 2836; FAX: 1 (514) 340-5867

381 words in the abstract  
3 285 words in the main text  
4 tables  
3 figures

### 3.2.1 Abstract

**Background:** Iliac screws used in spinopelvic instrumentation for deformity treatment are subject to large forces and, as such, high rates of screw fixation failure have been reported. The objective was to analyze the biomechanics of iliac screw fixations in spinal deformity instrumentation in order to develop techniques to improve iliac screw loading conditions and reduce the risk of associated fixation failure.

**Methods:** The study was performed through computational simulations of spinopelvic instrumentations of six neuromuscular scoliosis cases. Patient-specific simulation models were built using the reconstructed geometry of the preoperative spine and pelvis of the six patients. The spinopelvic mechanical properties were defined using data reported in the literature and adapted to each patient. The effects of four instrumentation variables were investigated: the combined use of sacral screws, lateral connectors and cross-rod connectors, and the iliac screw insertion point and trajectory.

**Findings:** The developed model allowed the simulation of surgical spinopelvic instrumentations. For the six cases, the simulation results agreed well with the actual surgeries ( $< 3^\circ$  Cobb angle difference;  $< 4^\circ$  sagittal curve difference). The variability of the loads generated on iliac screws among the simulations of different configurations was highly significant. Sacral screws, lateral connectors and the insertion point of the screws had a statistically significant effect on pull out axial forces (69-297 N) and toggle moments (0.8-2.9 Nm) generated on iliac screws ( $p < 0.05$ ). The addition of sacral screws changed the loading pattern in sacropelvic region and made the iliac screw forces lower for some functional loads but higher for other functional loads. It also resulted in an increase of intraoperative iliac screw forces when attaching the rods onto these additional screws. When a lateral connector was used the toggle moments were 16 % and 25 % higher, respectively for the left and right sides. The insertion point of iliac screws from the sacrum resulted in a 17 % reduction of the toggle moment compared to a standard insertion point from the iliac crest. Cross-rod connectors had no significant influence on the intraoperative iliac screw forces. Postoperative functional loading had an important impact (additional 34 % on pull out axial force and 18 % on toggle moment) on the loads generated on iliac screws.



**Significance:** It is possible to reduce the loads generated at iliac screws through different instrumentation variables and strategies. Reducing the loads could decrease the risk of failure associated with the use of iliac screws in spinopelvic instrumentations.

### 3.2.2 Keywords

Biomechanical modeling, Iliac screw, Neuromuscular scoliosis, Scoliosis, Spine instrumentation, Spinopelvic instrumentation

### 3.2.3 Introduction

Iliac screw fixation is used in spinopelvic instrumentation for deformity treatment as anchorage to ensure solid fusion and, subsequently, a balanced spine [1]. Pelvic fixation is also required when the patient has a pelvic obliquity greater than  $15^\circ$  [2]. Many sacropelvic fixation techniques have been developed: the Galveston technique and the Dunn-McCarthy (S-Rod) technique, as well as transiliac screw, intrasacral rod, iliosacral fixation and iliac-screw-based techniques [1-6]. It has been demonstrated that the use of iliac screws is safer and simpler compared to the standard Galveston technique [1,5].

Pelvic fixation presents surgical challenges because of, among other things, the complex local anatomy and large biomechanical loads generated [6]. Iliac screws are located at the most distal end of instrumentation and, thus, are subject to large forces and moments generated intraoperatively by deformity-correcting maneuvers, and post-operatively by body weight, muscle contractions and functional loadings. Consequently, failures of iliac screws have been reported in spinopelvic instrumentations [1,7,8]. Phillips et al. reported that, of a group of 30 patients with neuromuscular scoliosis, 23.3 % experienced complications directly related to iliac screws. Moreover, 13.3 % of iliac screw-related complications were rod disengagement and 10 % of these were screw loosening as revealed by radiolucencies [1].

Pelvis fixation techniques using iliac screws involve inserting screws into the iliac crests and attaching them to spinal rods that are also anchored to vertebrae above [3,6]. There exists a variety of surgeon specific iliac screw fixation techniques. Iliac screws can be inserted solely into the iliac crest or through the iliac crest into the sacrum, therefore referred to as sacral alar iliac screws [3]. Lateral connectors linking the rods to the screws, cross-rod connectors joining the two rods, and sacral screws can also be used. The biomechanical effects of each of these

instrumentation variables, and their combined effects on the screw loading remain poorly documented.

The objective of this study was to computationally analyze the forces and moments sustained by iliac screws as functions of instrumentation variables, body weight, and functional loadings.

### **3.2.4 Methods**

#### **3.2.4.1 Cases**

To conduct this study six scoliosis instrumentation cases, under IRB approval, were selected. Patients with severe neuromuscular scoliosis who had instrumentation to the pelvis with iliac screws were included, while patients with prior surgery to the pelvis were excluded. The preoperative and postoperative clinical data of the patients is presented in Table 3.1 and 3.2. Information required to define the simulations was extracted from surgical documentation:

- Preoperative coronal and lateral radiographs with patient wearing a calibration belt, a rigid plate with four embedded radiopaque pellets of known coordinates [9];
- Preoperative left and right side bending radiographs;
- Implant and rod geometric parameters and their mechanical properties (type and position of the screws, diameter and material of the rods);
- Instrumentation steps performed;
- Postoperative coronal and lateral radiographs with the patient wearing a calibration belt [9];
- Patient's weight.

#### **3.2.4.2 Simulation of patient-specific spinopelvic instrumentation**

##### **Patient-specific biomechanical model of the spine and pelvis**

The three dimensional (3D) spine and pelvis geometry of each of the six scoliosis patients was reconstructed using the calibrated preoperative coronal and lateral radiographs and reconstruction techniques presented elsewhere [10]. In brief, the radiographs were taken with the patients wearing a calibration belt [9]. On the numerical radiographs, fourteen anatomical landmarks were

identified on each vertebra and twenty-one on the pelvis. A self-calibration and an optimization algorithm were then used to compute the 3D coordinates of these landmarks [10-12]. A free form deformation technique was used to transform detailed geometric models of the spine and pelvis to fit the anatomical landmarks with an accuracy of 1.6 mm (SD 1.1) for the pedicles and 1.2 mm (SD 0.8) for the vertebral bodies [12].

The vertebrae and pelvis were modeled as rigid bodies based on the assumption that the bone deformation was negligible compared to the intervertebral displacement during the instrumentation. In fact, the vertebral body is 100 times more rigid than the disc [13]. The intervertebral structures were modeled as flexible elements representing the relation between intervertebral loads and displacements. The mechanical properties of these flexible elements were defined using *in vitro* experimental data reported in the literature [14,15] and further adjusted to account for the particular stiffness of the patient's spine, which was completed using the Cobb angles measured on the side-bending radiographs and techniques reported elsewhere [16,17]. The sacroiliac joints were modeled as stiffness elements whose load-displacement relations were defined by adapting the *in vitro* experimental data reported in the literature [18].

### **Modeling of instrumentation constructs**

The rods were modeled as flexible beams of appropriate geometries and mechanical properties derived from the surgical documentations (Table 3.1). The implants were modeled as single-component rigid bodies or multi-component rigid bodies connected through kinematic joints, depending on the implant types. The implant-vertebra connection was modeled as nonlinear general springs whose load-displacement properties were defined using results of in-house experiments on instrumented cadaveric vertebrae [16].

### **Simulation of the surgery maneuvers**

Before simulating the surgical instrumentation maneuvers, boundary conditions were applied to the model. The pelvis was fixed and T1 was constrained such that it can only translate in the caudocranial direction and be free to rotate in all directions. Instrumentation of the six cases was modeled and simulated based on the actual surgical steps, as follows:

Prep steps:

- i. Screw insertion: implant models were computationally inserted in the vertebrae, iliac crests, and sacrum models according to the location and trajectory identified on the post-op radiographs;
- ii. Rod definition: rod shapes were estimated from rods used in the actual surgeries whose profiles were measured on the postoperative radiographs while taking into consideration possible deformation. The mechanical properties were defined using the actual rod materials and diameter (see Table 3.1).

Surgical instrumentation maneuvers:

1. 1<sup>st</sup> rod anchoring: a gradually increasing force was computationally applied between the 1<sup>st</sup> rod and the screws, one screw at a time, until the rod was fully seated into the screw head saddles;
2. Rod derotation: if this maneuver was performed in the actual surgery, it was modeled and simulated by computationally applying a moment around the rod such that the derotation angle (extracted from surgical documentation) was reached;
3. Rod tightening: a rigid connection was computationally applied between the 1<sup>st</sup> rod and the implants to simulate the tightening of the screws;
4. 2<sup>nd</sup> rod anchoring: similar to 1<sup>st</sup> rod anchoring;
5. Compression/distraction: if this maneuver was performed in the actual surgery, appropriate forces were computationally applied between screws such that the documented compression/distraction distances on the rods were achieved (the rigid connection between the first rod and the screws was removed if necessary);
6. Final tightening: rigid connections were applied between the rods and implants to simulate the final tightening of the screws.

### 3.2.4.3 Analysis of the effects of pelvis instrumentation variables

For each case, the actual surgical instrumentation was numerically simulated following the steps presented in section 2.2. After each simulation, clinical geometric indices were computed from the resulting spine and pelvis models, using an automatic computer procedure, to evaluate the deformity correction of the spine: the Cobb angle of the major curve, the thoracic kyphosis (between T4-T12) and the lumbar lordosis (between L1-S1). The final bone-screw forces and moments at the iliac screws were also computed.

Sixteen additional simulations were performed for each case following a  $2^4$  factorial design of experiments (DOE) approach, varying four instrumentation variables with two modalities (Figure 3-1): the addition or absence of sacral screws, lateral connectors and a cross-rod connector, and the iliac screws insertion point and trajectory (on the iliac crests or from the sacrum through the iliac crests). All instrumentation steps described in section 2.2 were simulated for each case. The peak loads generated on the iliac screw in which the first rod was inserted ( $IS_1^{st}_{rod}$ ) and on the iliac screw in which the second rod was inserted ( $IS_2^{nd}_{rod}$ ) were computed throughout all the simulated intra-operative surgical maneuvers.

Gravitational loads were then applied to simulate the patient in the post-operative upright posture. The loads at iliac screws were again computed.

Six functional loadings due to right/left lateral bending in the coronal plane, right/left rotation in the transverse plane and flexion/extension in the sagittal plane also were simulated. The loads at the iliac screws were computed for each of these functional loadings.

Pareto charts were used to determine the statistical influence of the instrumentation variables on the direct pull out forces and the toggle moments generated during and after the surgery on the left and right iliac screws, with the level of significance set at  $P = 0.05$ . Statistica 10 software (StatSoft, Tulsa, OK) was used for the analyses.

## 3.2.5 Results

### 3.2.5.1 Case simulations

Clinical geometric indices computed from the preoperative and post-operative reconstructions of the spines and pelvis and from the simulated instrumentations for the six cases are presented in

Table 3.2. The difference between the simulation results and the actual post-operative results did not exceed 3° for the Cobb angles in the coronal plane and 4° for the sagittal curves.

A graphic representation of forces and moments generated on iliac screws is presented in Figure 3-2 for a representative case to illustrate how loads between the iliac screws and bone evolve throughout the simulated instrumentation steps. An important load increase on the iliac screw occurred during the first rod anchoring (Step 1) (0-164 N, 0-1.0 Nm), as well as during the 2<sup>nd</sup> rod anchoring (Step 4) ( $IS_{2\text{rod}}^{\text{nd}}$ : 0-128 N, 0-1.2 Nm;  $IS_{1\text{rod}}^{\text{st}}$ : 208-318 N, 1.2-1.8 Nm). The maximum loads generated on the  $IS_{2\text{rod}}^{\text{nd}}$  were lower than on the  $IS_{1\text{rod}}^{\text{st}}$ .

On average, there was a 34 % axial force increase and an 18 % bending moment increase as a result of functional loadings. An extension motion resulted in a 33 % decrease in axial forces. Simulated flexion motion generated the most important pull out axial force on iliac screws, while simulated lateral bending generated the most important toggle moment (Figure 3-3).

### 3.2.5.2 Analysis of the effects of the iliac fixation variables

Among the 16 simulated configurations the differences between the average pull out axial forces and toggle moments on the  $IS_{1\text{rod}}^{\text{st}}$  and on the  $IS_{2\text{rod}}^{\text{nd}}$  was respectively 257 N, 199 N, 2.2 Nm and 2.0 Nm. Table 3.3 presents a summary of load changes due to simulated variations in instrumentation variables.

Table 3.4 outlines the parameters that minimize the forces and moments on iliac screws both during the simulated surgery maneuvers and for simulated functional loadings post-operatively. Three out of four variables had a significant influence on the loads generated on iliac screws. The addition of sacral screws had the most important effect on the axial pull out forces during the simulation of surgery maneuvers. The configuration without sacral screws generated, on average, 19 % to 23 % lower pull out forces. Configurations without lateral connectors generated, on average, 16 % lower toggle moment on the  $IS_{1\text{rod}}^{\text{st}}$  and 25 % on the  $IS_{2\text{rod}}^{\text{nd}}$ . The insertion point of the screws also had an effect on toggle moment. Configurations with iliac screw insertion points from the sacrum through the pelvis generated 17 % lower toggle moment on the screws compared to configurations with standard iliac screw insertion points from the iliac crest. During the simulation of functional loading, axial pull out forces generated on the  $IS_{1\text{rod}}^{\text{st}}$  increased

significantly for configurations with lateral connectors. The addition of a cross-rod connector had no statistically significant effect on the loads generated on iliac screws.

### 3.2.6 Discussion

The simulated spinopelvic instrumentation procedures complemented the actual surgical instrumentations in terms of geometric indices, with differences smaller than  $3^\circ$  for the Cobb angles in the coronal plane and  $4^\circ$  for those in the sagittal plane, below the clinically accepted measurement variability [19,20].

The small differences between the simulation results and the actual surgeries could partially be attributed to the approximations of the surgical maneuvers derived from surgery documentation and assumptions made in the modeling and simulations. For instance, the exact rod derotation angle was not available, thus an appropriate rod rotation was applied for each case to basically align the rod profile to the sagittal plane. Since the initial shape of the rods used in the actual instrumentations was not known, it was estimated from the postoperative shape from the postoperative radiographs. This is different from the intraoperative shape because of the possible deformation resulting from the intraoperative correction maneuvers, postoperative body weight bearing and functional loadings [21]. The simplified boundary conditions applied to the spinopelvic model also may have contributed to greater differences from real situations. Since all the instrumentation simulations for a given case were performed using exactly the same spinopelvic model, rod models and sequence of instrumentation maneuvers, and the analyses were based on the relative values instead of the absolute values, the impacts of these simplifications and approximations could be considered as limited. Moreover, in comparison to reported forces at pedicle screws during derotation maneuvers, the force values were in a reasonable order of magnitude [22]. None of the force values exceeded the tested failure force of (2153 N) an adult cadaveric pelvis [5], even considering the simulated functional loadings. Also, none of the moment values exceeded the average tested failure moment of (4 Nm) on a single pedicle screw [23].

The long term objective of this study was to develop a systematic approach to determine patient-specific instrumentation strategies in order to reduce the risk of iliac-screw-related complications. The loading level is evidently one of the underlying factors of iliac-screw-related mechanical failures and complications. One solution is therefore to minimize the loads generated at iliac

screws or at least maintain them under a biomechanically acceptable limit during and after surgery. Simulated loads at iliac screws were found to be correlated with different instrumentation variables. The use of lateral connectors resulted in an increase to the lever arm and load levels at iliac screws, the toggle moment in particular, as reported [24]. Wang et al utilized computer modeling and simulations to analyze corrective forces in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation. While the average true corrective force at the bone screw interface was only 50N, there was a much larger extra force required to seat the rod into the screw, despite the adjacent screws having an intervertebral disc to provide compliance [13]. A screw with 6 degrees of freedom that gave additional freedom in the axial direction had the lowest extra force required to seat the rod. With bone stiffness 100 times of that of an intervertebral disc, a sacral screw adjacent to an iliac screw has no disc to provide compliance. The sacral and the iliac screws were both polyaxial screws without the extra degree of freedom of motion in the axial direction during rod reduction. These two factors may contribute extra forces on the iliac screws during rod reduction, and explain why the addition of the sacral screws increased the axial pull out force generated on the iliac screws. In addition, the complex and crowded local anatomy of the pelvis and the proximity of the lumbar, sacral and iliac screws make rod reduction difficult. On the one hand, the use of sacral screws mechanically enhances the overall spinopelvic stabilization by virtue of additional fixation points. But on the other hand, it makes the iliac screws subject to higher intraoperative forces when engaging the rod into both the sacral and iliac screws in a further overconstrained system. This is because the rod cannot be contoured so as to fit exactly the screw positions or vice versa. Small difference between the rod shape and the screw alignment can result in significantly higher bone-screw forces [13, 25]. Some immediate complications have been attributed to the bone-screw connection failure under high intraoperative forces [26]. Simulations of post-operative functional loads revealed that the addition of sacral screws helped relieve the loads on iliac screws. Although sacral screws may allow lower forces by shielding certain functional loading, they may also increase the iliac screw forces since they may serve as fulcrum, while the rods as levers, amplifying the effects of certain functional loads on the iliac screws. In other words, the motion and force patterns along the spinopelvic segment are modified; the biomechanical pivot point of the spine moves closer to the iliac screws with the lumbosacral junction being strengthened through the sacral screws. One of the consequences may be the longer lever arm for the functional load and greater cantilever forces at iliac screws.



Therefore, the use of sacral screws in conjunction with iliac screws should be carefully planned to minimize the risk of excessive iliac screw forces. Lower iliac screw loads may be achieved through an optimized sacral screw positioning and iliac screw insertion point in the sacrum (sacral alar iliac screw), which may facilitate to some extent the seating of the rod. The influence of the insertion point of the iliac screws and the use of lateral connectors and sacral screws is statistically significant ( $p < 0.05$ ) and also clinically relevant considering the variability of the loads through the simulation of different configurations. Cross-rod connector had no statically significant effect on the forces generated at iliac screws, but it has been shown that with a cross-rod connector the screws are prevented from pullout by being a closed structure from one side to the pelvis to the other [27]. Addition of a cross-rod connector near iliac screws does not lower the stress intraoperatively generated on the screw, but still could help prevent catastrophic failure in certain situations.

The modeling simplifications in this study limited, to some extent, the level of confidence in the absolute values of the resulting loads. Therefore, findings were predominantly based on the comparison of results from different simulations (relative analysis). Two possible insertion points of the screws have been studied, however other insertion point strategies could be considered biomechanically superior. Furthermore, only some of the most important parameters of the instrumentation with iliac screws were evaluated in this study. In further studies, the impact of rod shape and material, and the simulation of specific surgery maneuvers such as preoperative and intraoperative correction by distraction could be analyzed. The model could be used to assess and evaluate such effects as well as other instrumentation variables. The model was not developed to evaluate the detailed local interaction between screw threads and bone, as well as bone quality. Further analyses with a more detailed model [28] could be undertaken to address such question.

Among the recruited patients, each had a different scoliotic spine shape and flexibility. Consequently, the difference of load magnitude between cases may be attributed to the curvature of the spine and, more importantly, the level of flexibility. For a deeper understanding of the biomechanics of iliac fixation, further analyses with classified curves and flexibility should be carried out.

### 3.2.7 Conclusions

This numerical study analyzed the biomechanics of iliac screw fixations in spinopelvic instrumentations through biomechanical modeling and simulations of six scoliosis instrumentation cases. The use of lateral connectors and sacral screws, as well as the iliac screw insertion points all had significant effects on loads at iliac screws. Inserting iliac screws from the sacrum through the iliac crest (sacral alar iliac screw) and avoiding lateral connectors help reduce load levels on iliac screws. Cross-rod connectors do not have significant effect on the loads at iliac screws. Sacral screws should be used with caution so as to avoid the likelihood of high difficulties of rod seating. In further studies, the developed model can serve as a computational platform for the design of instrumentation constructs aimed at low screw loading. Furthermore, the model can also be used to optimize instrumentation strategies in order to reduce the risk of iliac screw fixation failure.

### 3.2.8 Acknowledgements

This study was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair Program with Medtronic of Canada).

### 3.2.9 References

1. Phillips, J.H., J.P. Gutheil, and D.R. Knapp, *Iliac screw fixation in neuromuscular scoliosis*. Spine, 2007. **32**(14): p. 1566-1570.
2. Modi, H.N., et al., *Evaluation of pelvic fixation in neuromuscular scoliosis: a retrospective study in 55 patients*. International orthopaedics, 2010. **34**(1): p. 89-96.
3. Dayer, R., J. Ouellet, and N. Saran, *Pelvic fixation for neuromuscular scoliosis deformity correction*. Current reviews in musculoskeletal medicine, 2012. **5**(2): p. 91-101.
4. Miladi, L.T., et al., *Iliosacral screw fixation for pelvic obliquity in neuromuscular scoliosis. A long-term follow-up study*. Spine, 1997. **22**(15): p. 1722-9.
5. Schwend, R.M., R. Sluyters, and J. Najdzionek, *The pylon concept of pelvic anchorage for spinal instrumentation in the human cadaver*. Spine, 2003. **28**(6): p. 542-547.
6. Moshirfar, A., et al., *Pelvic fixation in spine surgery. Historical overview, indications, biomechanical relevance, and current techniques*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 2005. **87 Suppl 2**: p. 89-106.
7. Tsuchiya, K., et al., *Minimum 5-year analysis of L5-S1 fusion using sacropelvic fixation (bilateral S1 and iliac screws) for spinal deformity*. Spine, 2006. **31**(3): p. 303-308.

8. Moshirfar, A., et al., *Pelvic fixation in spine surgery - Historical overview, indications, biomechanical relevance, and current techniques*. Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 2005. **87A**: p. 89-106.
9. Aubin, C.E., et al., *Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis*. Spine, 2011. **36**(12): p. E780-90.
10. Cheriet, F., et al., *A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images*. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, 2007. **54**(7): p. 1356-1358.
11. Kadoury, S., et al., *A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities*. Medical & biological engineering & computing, 2007. **45**(6): p. 591-602.
12. Delorme, S., et al., *Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images*. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2003. **50**(8): p. 989-998.
13. Wang, X., et al., *Biomechanical analysis of corrective forces in spinal instrumentation for scoliosis treatment*. Spine, 2012. **37**(24): p. E1479-87.
14. Panjabi, M.M., R.A. Brand, Jr., and A.A. White, 3rd, *Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine*. Journal of Biomechanics, 1976. **9**(4): p. 185-92.
15. Gardner-Morse, M.G. and I.A.F. Stokes, *Structural behavior of human lumbar spinal motion segments*. Journal of biomechanics, 2004. **37**(2): p. 205-212.
16. Aubin, C.E., et al., *Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries*. Spine (Phila Pa 1976), 2008. **33**(20): p. 2143-52.
17. Petit, Y., C.E. Aubin, and H. Labelle, *Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine*. Med Biol Eng Comput, 2004. **42**(1): p. 55-60.
18. Miller, J.A., A.B. Schultz, and G.B. Andersson, *Load-displacement behavior of sacroiliac joints*. Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society, 1987. **5**(1): p. 92-101.
19. Polly, D.W., Jr., et al., *Measurement of lumbar lordosis. Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability*. Spine, 1996. **21**(13): p. 1530-5; discussion 1535-6.
20. Loder, R.T., et al., *The assessment of intraobserver and interobserver error in the measurement of noncongenital scoliosis in children < or = 10 years of age*. Spine, 2004. **29**(22): p. 2548-53.
21. Newton, P.O., G. Thompson, and K. Bridwell, *Summary Statement: Innovative Technologies for Traditional Scoliosis Surgery*. Spine, 2005. **30**(17S): p. S92-S93  
10.1097/01.brs.0000175172.63691.d3.
22. Martino, J., et al., *Biomechanical analysis of vertebral derotation techniques for the surgical correction of thoracic scoliosis: a numerical study through case simulations and a sensitivity analysis*. Spine, 2013. **38**(2): p. E73-83.

23. Cheng, I., et al., *Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws*. Spine, 2010. **35**(10): p. 1039-43.
24. Perrault, F.D., et al., *Biomechanical analysis of forces sustained by iliac screws in spinal instrumentation for deformity treatment: preliminary results*. Studies in health technology and informatics, 2012. **176**: p. 307-10.
25. Wang, X., et al., *Biomechanical analysis of 4 types of pedicle screws for scoliotic spine instrumentation*. Spine, 2012. **37**(14): p. E823-35.
26. Camp, J.F., et al., *Immediate complications of Cotrel-Dubousset instrumentation to the sacro-pelvis. A clinical and biomechanical study*. Spine, 1990. **15**(9): p. 932-41.
27. Paterson, J., Andrew, et al., *Mechanical comparison of iliac fixation using galveston technique: effect of rod length, crosslink, and material density*, in *SOMOS (Society of Military Orthopaedic Surgeons)2003*: Waikiki, Hawaii.
28. Bianco, R.J., et al., *Biomechanical analysis of pedicle screw pullout strength*. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2013. **16 Suppl 1**: p. 246-8.

### 3.2.10 Tables

Table 3.1: Patient data and instrumentation details

Case	Age	Sex	Weight	Diagnosis	Rods	
					Left	Right
1	9y 7m	M	26.0 kg	Neuromuscular lumbar scoliosis, total involvement cerebral palsy	Stainless steel E=197GPa, G=75.7GPa Ø=5.5 mm	
2	11y	F	57.8 kg	Right thoracolumbar neuromuscular scoliosis, with microcephaly and cerebral palsy, seizure disorder	Cobalt chrome E=240GPa, G=100GPa Ø =5.5 mm	
3	10y	F	35.5 kg	Spastic quadriplegia, Neuromuscular scoliosis	Titanium E=110GPa, G=37.6GPa Ø =5.5 mm	Cobalt chrome E=240GPa, G=100GPa Ø =5.5 mm
4	10y 9m	F	48.4 kg	Right scoliosis, T3 paraplegia from spinal cord injury	Cobalt chrome E=240GPa, G=100GPa Ø =5.5 mm	
5	11y	F	36.1 kg	Spastic quadriplegia number, neuromuscular scoliosis	Cobalt chrome E=240GPa, G=100GPa Ø =5.5 mm	Titanium E=110GPa, G=37.6GPa Ø =6 mm
6	13y	M	41.9 kg	Static encephalopathy secondary to traumatic brain injury, neuromuscular scoliosis	Titanium E=110GPa, G=37.6GPa Ø =5.5 mm	Cobalt chrome E=240GPa, G=100GPa Ø =5.5 mm

Table 3.2: Geometric clinical indices computed from reconstructed preoperative and postoperative spinal models, as well as simulation results

Case		Cobb angle of the major curve	Thoracic kyphosis (T4-T12)	Lumbar lordosis (L1-S1)	Pelvic tilt
1	Preoperative	50°	18°	14°	9°
	Postoperative	17°	33°	30°	5°
	Simulation (Postoperative)	16°	30°	26°	6°
2	Preoperative	66°	21°	28°	11°
	Postoperative	1°	35°	23°	2°
	Simulation (Postoperative)	4°	31°	27°	1°
3	Preoperative	79°	81°	92°	33°
	Postoperative	27°	65°	38°	6°
	Simulation (Postoperative)	29°	68°	41°	8°
4	Preoperative	50°	9°	54°	2°
	Postoperative	10°	20°	54°	1°
	Simulation (Postoperative)	8°	18°	52°	2°
5	Preoperative	69°	49°	32°	16°
	Postoperative	6°	36°	50°	0°
	Simulation (Postoperative)	9°	40°	48°	4°
6	Preoperative	96°	7°	12°	31°
	Postoperative	34°	25°	17°	18°
	Simulation (Postoperative)	31°	26°	21°	15°

Table 3.3: Summary of the screw loads after the simulated instrumentation strategies

Case		Screw loads			
		Axial pull out force (N)		Toggle moment (Nm)	
		$IS_1^{st}_{rod}$	$IS_2^{nd}_{rod}$	$IS_1^{st}_{rod}$	$IS_2^{nd}_{rod}$
1	Mean	196	168	1.7	1.1
	SD	131	72	0.7	0.7
	Min	64	90	0.8	0.4
	Max	350	281	2.7	2.3
2	Mean	174	158	1.7	1.2
	SD	73	71	0.5	0.7
	Min	82	79	0.8	0.4
	Max	280	245	2.4	2.6
3	Mean	208	152	1.7	1.4
	SD	77	89	1.0	0.4
	Min	84	78	0.7	1.0
	Max	334	309	3.2	1.9
4	Mean	146	140	1.7	1.3
	SD	83	87	1.0	0.9
	Min	68	72	0.5	0.6
	Max	263	319	3.2	2.8
5	Mean	174	146	2.5	2.0
	SD	116	87	0.9	1.1
	Min	63	52	1.3	0.7
	Max	346	286	3.3	3.4
6	Mean	203	83	1.9	1.8
	SD	124	44	1.0	0.8
	Min	62	39	0.8	1.1
	Max	390	161	3.5	2.9

$IS_1^{st}_{rod}$  indicates the iliac screw in which the first rod was inserted;  $IS_2^{nd}_{rod}$  indicates the iliac screw in which the second rod was inserted.

Table 3.4: Instrumentation variables that best allow reducing the loads at iliac screws

	Instrumentation variables	Axial pull out force	Toggle moment
During simulated surgical maneuvers	Sacral screw	without	NS
	Cross connector	NS	NS
	Lateral connector	NS	without
	Iliac screw insertion point	NS	from sacrum
During simulated functional loading	Sacral screw	without	NS
	Cross connector	NS	NS
	Lateral connector	without	without
	Iliac screw insertion point	NS	from sacrum

*“NS” signifies that the parameter had no statistical effect ( $P > 0.05$ ).*



### 3.2.11 Figures

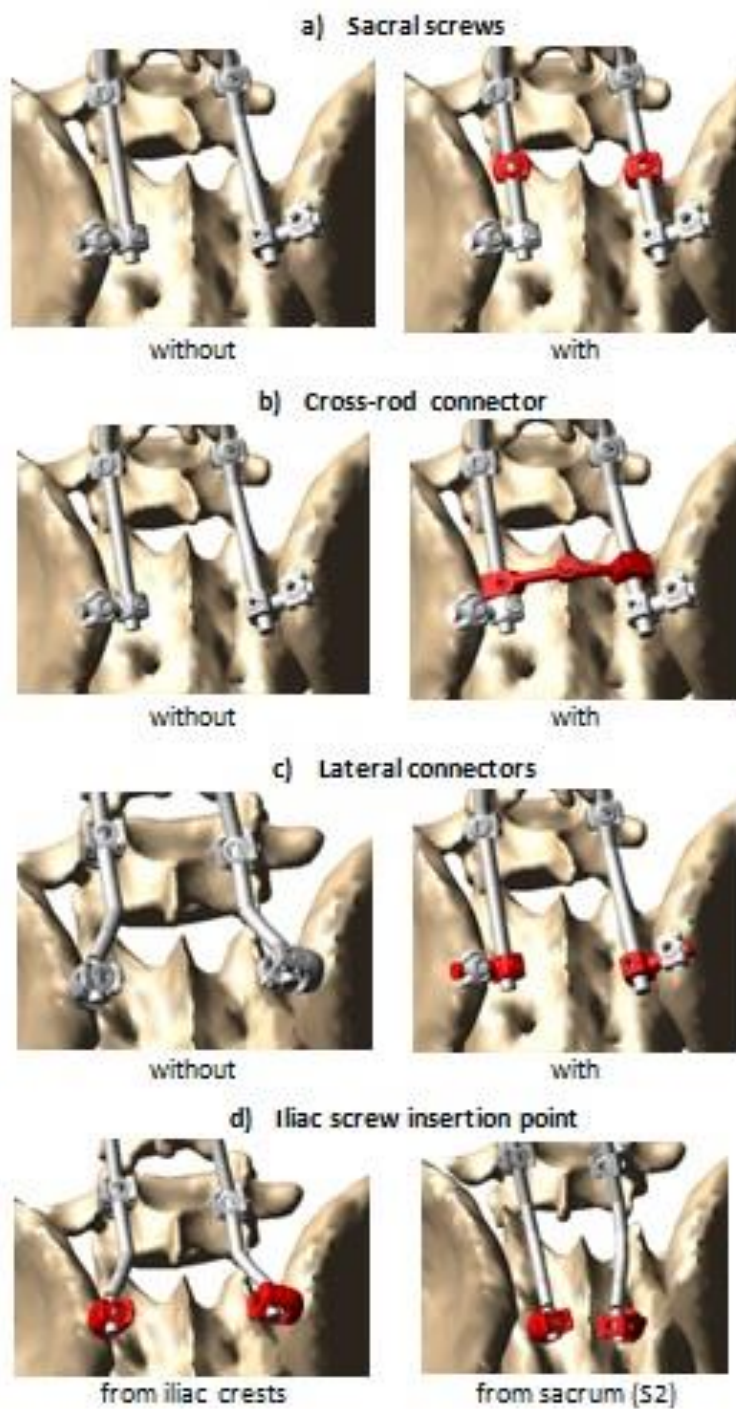


Figure 3-1: Instrumentation variables

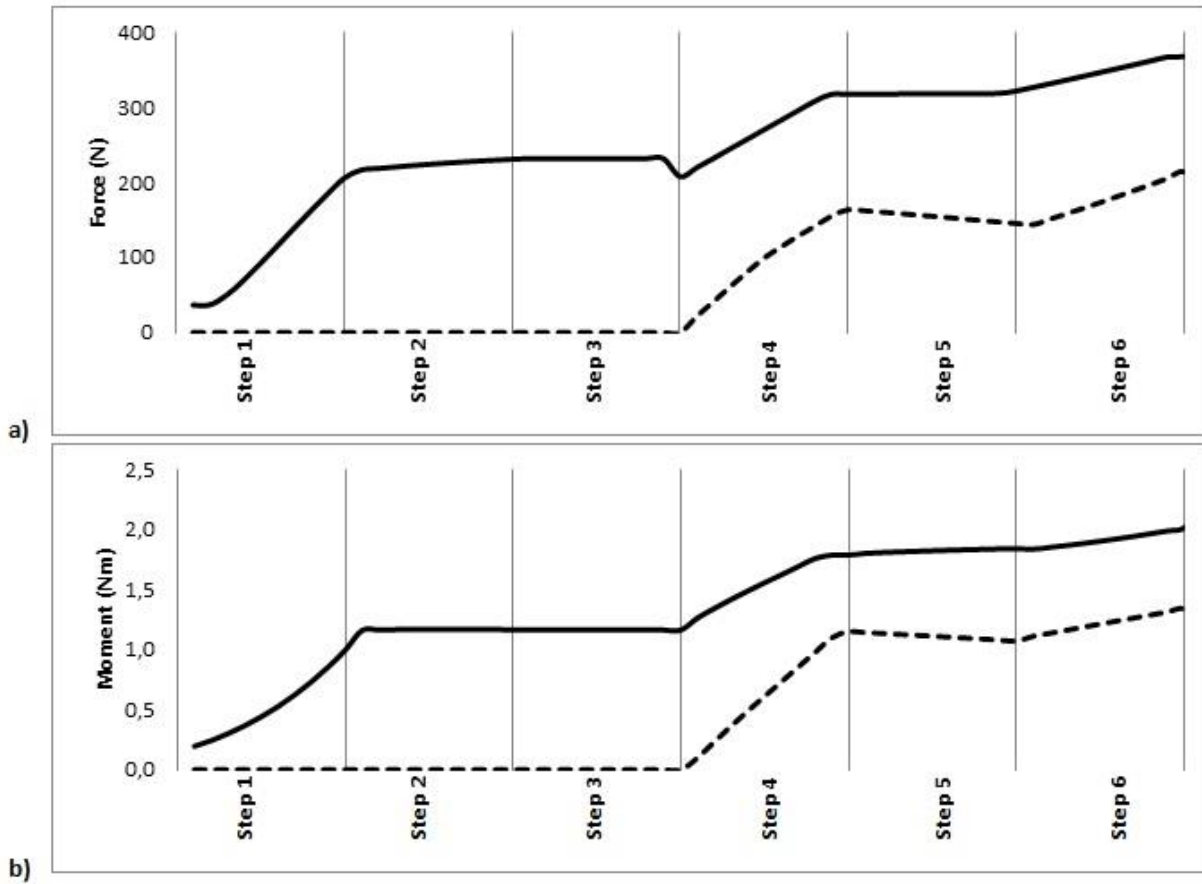


Figure 3-2: Resulting total loads on the iliac screws (a) force, and (b) moment throughout the simulated instrumentation steps (case #1): 1-first rod anchoring, 2-derotation manoeuvres, 3-screw tightening on the first rod and post-pivoting, 4- second rod anchoring, 5-compression and distraction, 6-final screw tightening of the rods and post-pivoting (— Left screw; - - - Right screw).

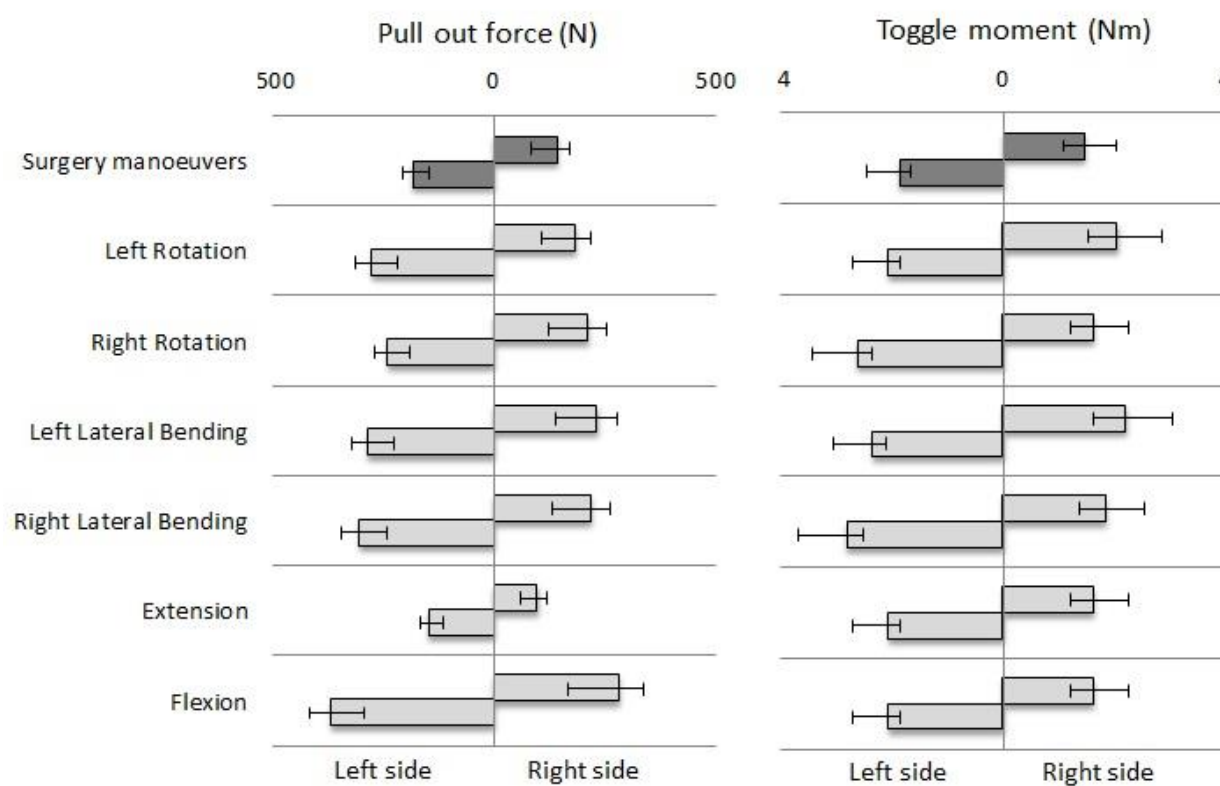


Figure 3-3: Pull out force and toggle moment generated at iliac screws when simulating functional loadings (mean values)

## CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE

Le modèle développé dans le cadre de ce projet constitue un outil adéquat pour l'analyse des chirurgies d'instrumentation avec vis iliaques étant donné que les résultats de simulation concordaient bien avec les résultats réels postopératoires. En effet, la différence entre les angles de Cobb postopératoires et simulés était inférieure à  $3^\circ$  pour tous les cas, tandis que la différence entre les angles de la courbure sagittale était inférieure à  $4^\circ$  pour tous les cas. Considérant que la variabilité généralement acceptée en clinique est de  $5^\circ$ , ces différences ont été considérées comme acceptables (Polly, Kilkelly et al. 1996; Loder, Spiegel et al. 2004).

Les différences observées entre les simulations et les données postopératoires peuvent être dues à plusieurs facteurs. En effet, une partie de ces différences peuvent être attribuées à la technique de reconstruction 3D de la géométrie du rachis et du bassin. L'inexactitude que peut introduire la technique stéréoradiographique permettant de reconstruire la géométrie spécifique de chaque patient, a été évaluée à  $3,3 \pm 3,8$  mm (Delorme, Petit et al. 2003). De plus, les reconstructions de géométries préopératoires ont été créées, pour la plupart, à partir de radiographies en position assise. La position couchée du patient lors de la chirurgie peut entraîner une précorrection de la courbure (Duke, Dansereau et al. 2002; Duke, Aubin et al. 2008) qui n'a pas été prise en compte dans ce modèle. La reconstruction de la géométrie 3D à partir de radiographies du patient en position couchée avant l'opération aurait permis de prendre en compte cette précorrection. Par contre, les radiographies complètes du rachis et du bassin en position couchée avant l'opération ne font pas partie du protocole standard de prise en charge d'un patient scoliotique.

Les conditions limites du modèle sont une simplification du comportement réel du corps et peuvent aussi avoir eu un impact sur la géométrie résultante du rachis. En effet, la contrainte de translation verticale imposée en T1 et la contrainte de fixité au bassin (aucun degré de liberté) ne permettent pas d'obtenir et d'évaluer adéquatement l'équilibre rachidien dans les plans frontal et sagittal tout au long de la simulation de la chirurgie. Les segments non instrumentés sont surtout influencés par cette simplification. Au niveau du bassin, l'instrumentation et les manœuvres simulées permettent d'avoir un meilleur contrôle sur la correction. Les différences inférieures à  $4^\circ$  entre les indices cliniques géométriques calculés à partir des radiographies postopératoires et des résultats de simulation peuvent, tout de même, en partie être expliquées par ces contraintes limites.

L'objectif à long terme de cette étude est de développer une méthode permettant de déterminer les stratégies d'instrumentation qui minimiseraient les risques de complications reliés aux fixations iliaques pour un patient spécifique. Les efforts générés aux vis sont certainement un facteur important de complications reliées aux vis iliaques (Dayer, Ouellet et al. 2012). Une solution permettant de réduire les risques d'arrachement de vis, de fracture ou de bris de matériel serait donc de déterminer les stratégies qui permettent de minimiser ou, du moins, de maintenir les efforts sous une limite acceptable pendant et après l'opération. Cette étude a permis de démontrer que certaines variables d'instrumentation avaient une influence significative sur les efforts générés aux vis iliaques. Une stratégie d'instrumentation sans connecteurs latéraux permettrait de diminuer les moments générés aux vis étant donné que ces connecteurs agissaient comme des bras de levier augmentant les moments générés aux vis. Les résultats d'une étude préliminaire ont aussi montré que la longueur du connecteur avait une influence sur les efforts générés aux vis et que les moments générés étaient directement proportionnels à la longueur des connecteurs (Perrault, Aubin et al. 2012). L'insertion des vis iliaques à partir d'un point d'insertion au niveau du sacrum (sacral alar iliac screw) a permis de diminuer les efforts générés aux vis. En effet, en insérant les vis à partir du sacrum, l'insertion des tiges est facilitée par l'alignement des vis de la région lombosacrée.

L'utilisation des vis sacrées et de vis iliaques dans une même instrumentation de correction de la scoliose doit être planifiée avec précaution afin de minimiser les risques de surchargement des vis iliaques. D'une part, l'utilisation des vis sacrées augmente le nombre de points de fixation et renforce donc la stabilité spinopelvienne globale. D'autre part, afin d'insérer les tiges dans les vis sacrées des efforts peropératoires supplémentaires sont générés aux vis iliaques. En effet, il est difficile d'obtenir un profil de tige correspondant exactement aux positions des vis dans la région lombosacrée. Un petit écart entre la forme de la tige et l'alignement des implants peut entraîner d'importants efforts entre l'implant et l'os (Wang, Aubin et al. 2012; Wang, Aubin et al. 2012). Des complications directement reliées au surchargement peropératoire des vis iliaques ont d'ailleurs été observées (Camp, Caudle et al. 1990). Dans une étude de Wang et al. (2012), les forces générées aux vis pédiculaires dans des chirurgies de correction de scoliose idiopathique de l'adolescent ont été étudiées sur un modèle numérique similaire. L'étude a démontré que la moyenne des efforts nécessaires à la correction de la courbure était de seulement 50 N, mais les efforts totaux générés pour insérer les tiges dans les vis étaient beaucoup plus grands même si les

vis pédiculaires adjacentes étaient séparées d'une liaison intervertébrale flexible (Wang, Aubin et al. 2012). L'augmentation des forces axiales générées par l'ajout de vis sacrées peut en partie être attribuée à la différence entre l'alignement des vis et la forme des tiges, étant donné que cette différence ne peut être que très peu compensée par la liaison sacroiliaque qui est beaucoup plus rigide que la liaison intervertébrale. L'anatomie complexe du bassin et la proximité des vis iliaques, sacrées et lombaires sont aussi des facteurs qui compliquent l'insertion des tiges. La simulation des mouvements fonctionnels postopératoires a révélé que l'ajout de vis sacrées permettait de distribuer les efforts entre les vis et donc de diminuer les efforts postopératoires subis par les vis iliaques. Par contre, l'ajout de vis sacrées peut aussi être susceptible d'engendrer des efforts excessifs aux vis iliaques en agissant comme pivot augmentant ainsi le bras de levier du chargement fonctionnel. En effet, en rapprochant le pivot des vis iliaques, l'effet de certains mouvements fonctionnels sur les efforts générés aux vis iliaques est amplifié. La Figure 4-1 schématise la dualité entre ces phénomènes augmentant et diminuant les efforts générés aux vis iliaques pour une configuration d'instrumentation avec vis sacrées.

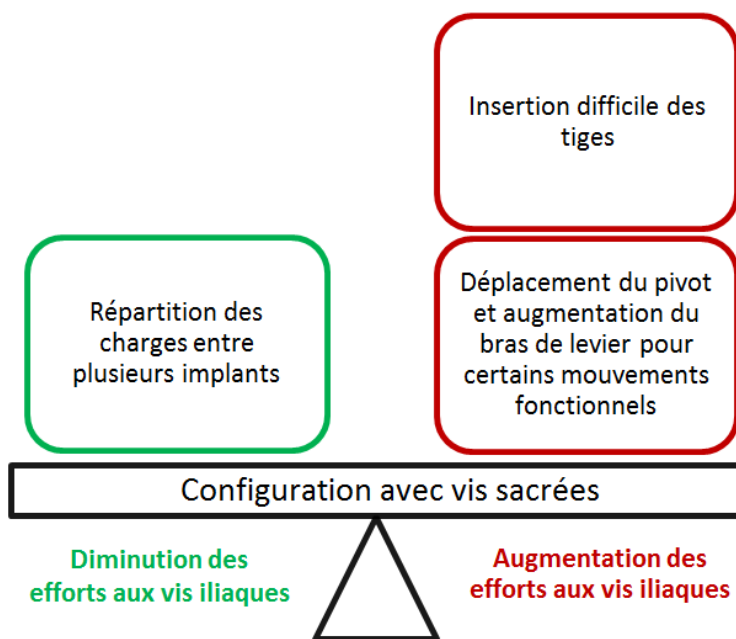


Figure 4-1: Dualité entre les phénomènes augmentant et diminuant les efforts générés aux vis iliaques pour une configuration d'instrumentation avec vis sacrées

L'influence des connecteurs latéraux, du point d'insertion des vis et des vis sacrées sur les efforts aux vis était statistiquement significative ( $p < 0.05$ ) et cliniquement importante considérant la variabilité des efforts entre les simulations des différentes configurations.

Les connecteurs transversaux n'ont pas eu d'influence statistiquement significative sur les efforts générés aux vis iliaques, mais il a été démontré que l'ajout d'un connecteur transversal proche des vis iliaques pouvait diminuer les risques d'arrachement des vis en créant une structure fermée en treillis entre les deux vis iliaques permettant de répartir les efforts (Paterson, Bonz et al. 2003). L'ajout de connecteurs transversaux ne diminue pas les efforts générés aux vis iliaques, mais pourrait tout de même permettre de réduire les risques d'arrachement. De plus, en cas d'arrachement d'une vis, le connecteur permet de répartir les efforts sur le reste de la structure.

Les propriétés mécaniques des liaisons intervertébrales et sacroiliaques ont été modélisées par des matrices de rigidité représentant des ressorts tridimensionnels linéaires. Les propriétés non-linéaires de ces structures (White and Panjabi 1990) n'ont pas été prises en compte dans la modélisation. Les propriétés mécaniques de ces liaisons ont été tirées de la littérature (Panjabi, Brand et al. 1976; Miller, Schultz et al. 1987; Panjabi, Oxland et al. 1994) et personnalisées à celle du patient. La simplification du comportement des propriétés du segment instrumenté par un comportement linéaire pourrait influencer les valeurs absolues des efforts si pour les déplacements générés la rigidité des liaisons est surestimée ou sous-estimée par cette simplification. Toutefois, la personnalisation des propriétés mécaniques permet d'ajuster la rigidité des liaisons et d'obtenir un comportement du modèle biomécanique correspondant à la flexibilité spécifique du patient et donc une rigidité représentative.

Le test d'inflexion latérale utilisé par les chirurgiens pour évaluer la flexibilité du rachis des patients comportait certaines limites étant donné que pour les patients avec scoliose neuromusculaire, ce test était réalisé en fauteuil roulant. En effet, le test d'inflexion latérale n'est pas très reproductible puisqu'il est basé sur la flexion volontaire du patient (Lamarre, Parent et al. 2009) et pour des patients en fauteuil roulant, il est encore plus difficile d'obtenir des résultats reproductifs étant donné qu'ils peuvent avoir besoin d'assistance pour se pencher et se relever. Le calcul de la flexibilité à partir d'un test de suspension pourrait permettre d'obtenir des résultats plus reproductibles (Lamarre, Parent et al. 2009). Une meilleure estimation de la flexibilité du patient pourrait permettre d'obtenir des résultats de simulation plus représentatifs de la réalité,

surtout en ce qui concerne le calcul des efforts générés pendant les manœuvres de chirurgie. Bien que la cage thoracique et les muscles n'aient pas été modélisés, la personnalisation des propriétés mécaniques des liaisons flexibles du modèle permet d'incorporer de façon globale l'influence de ces structures anatomiques de manière implicite.

Les tiges ont été modélisées en 40 segments successifs reliés par des liaisons poutres. De plus, la forme de la tige a été estimée à partir des radiographies postopératoires, les déformations élastiques ou plastiques générées par les manœuvres chirurgicales ont pu modifier la forme initiale de la tige. En modélisant les tiges selon la forme postopératoire réelle il serait possible d'obtenir des résultats plus représentatifs de la réalité. En effet, lors de la simulation des chirurgies, nous avons constaté que la forme de la tige au niveau des vis iliaques, sacrées et lombaires pouvait avoir une influence sur les efforts générés aux vis iliaques et que la forme globale des tiges pouvait avoir une influence sur la correction de la courbure.

L'angle exact de dérotation de la première tige n'étant pas documenté, en tant qu'approximation, la dérotation a été simulée de manière à aligner le plan du profil de la tige au plan sagittal. Cette approximation peut être considérée comme raisonnable et proche de la réalité, étant donné que les chirurgiens cherchent à transposer les déformations du plan frontal vers le plan sagittal. La courbure tridimensionnelle des tiges a été créée à partir des radiographies postopératoires qui peuvent différer de la courbure préopératoire due aux déformations engendrées par les manœuvres chirurgicales et les chargements fonctionnels générés après l'opération (Newton, Thompson et al. 2005). Aussi, la manœuvre de distraction n'a pas été modélisée. Dans certains cas, cette technique est utilisée pour obtenir une précorrection de la courbure et de l'inclinaison du bassin. Elle consiste à insérer un distracteur entre la cage thoracique et le grand trochanter afin d'obtenir une précorrection de la courbure du rachis et de l'inclinaison du bassin et de mieux répartir les charges. Elle aurait donc pu permettre une diminution de charges aux vis iliaques et une répartition plus uniforme des chargements entre la vis de droite et de gauche.

Les simplifications de modélisation effectuées dans cette étude limitent en quelque sorte le niveau de confiance sur les valeurs absolues des efforts. Par conséquent, les conclusions ont été basées principalement sur la comparaison des résultats de différentes simulations (analyse relative). De plus, en comparant les valeurs absolues aux résultats de forces générées aux vis pédiculaires lors de manœuvres de dérotation dans l'étude de Martino et al. (2013), il est possible



de constater que les efforts aux vis iliaques sont en moyenne un peu plus élevés, mais que l'ordre de grandeur des valeurs de forces est le même. Aucune des valeurs de forces n'a dépassé la valeur de force de rupture de la connexion vis-os (2153 N) expérimentale obtenue à l'aide des tests sur un bassin cadavérique adulte (Schwend, Sluyters et al. 2003). Aussi, aucune des valeurs de moments n'a dépassé la valeur moyenne de moment de rupture (4 Nm) calculée sur une vis pédiculaire (Cheng, Hay et al. 2010).

L'analyse de l'influence des variables d'instrumentation comporte certaines limites. D'abord, seulement deux stratégies d'insertion des vis iliaques ont été étudiées. D'autres points d'insertion auraient pu être étudiés afin d'évaluer s'ils sont biomécaniquement supérieurs. Par ailleurs, seulement quatre variables d'instrumentation ont été étudiées. Il serait aussi intéressant d'évaluer l'influence de la forme et du matériau des tiges ainsi que la simulation de manœuvres chirurgicales spécifiques, telles que la distraction permettant une précorrection de la courbure et de l'inclinaison pelvienne. Le modèle développé pourrait être utilisé pour étudier ces variables d'instrumentation et certains autres paramètres chirurgicaux. Le modèle n'a, par contre, pas été développé pour évaluer l'interaction détaillée entre le filetage des vis et l'os et la qualité osseuse. Dans le futur, une analyse sur un modèle plus détaillé (Bianco, Arnoux et al. 2013) pourrait être effectué pour évaluer cette interaction.

Parmi les patients sélectionnés pour l'étude, différents types de courbures et flexibilités ont été observés. Conséquemment, les différences remarquées entre les valeurs de forces et de moments générés aux vis pour chaque cas étaient différentes. Ces différences peuvent, en effet, être attribuées aux différences de courbure, et de manière plus importante aux différences de flexibilité du rachis des patients. Afin d'approfondir l'analyse biomécanique des fixations iliaques, l'influence du type de courbe et de la flexibilité des patients devraient être prises en compte.

Bien que cette étude comporte certaines limites, le modèle biomécanique développé constitue un outil pertinent pour l'analyse biomécanique de la chirurgie d'instrumentation de la scoliose avec fixation iliaque, car il a permis de simuler de manière adéquate la chirurgie de six patients et a permis d'effectuer une analyse comparative concluante. En effet, plusieurs configurations d'implants ont pu être comparées et les résultats ont démontré qu'il était possible de réduire les

efforts générés aux vis iliaques. De plus, le modèle développé pourrait être utilisé pour l'analyse d'autres variables d'instrumentation dans le même but de réduire les efforts aux vis iliaques.

## CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Dans la première partie de ce projet, un modèle biomécanique personnalisé du rachis de patients avec scoliose neuromusculaire a permis de simuler la chirurgie d'instrumentation de chaque patient avec diverses stratégies opératoires impliquant l'usage de vis iliaques. Par la suite, le modèle du rachis instrumenté issu d'une simulation a permis d'étudier le passage de la position en décubitus ventral à la position debout ou assise, et les effets de différents chargements fonctionnels. L'ensemble de ces simulations a permis l'évaluation des efforts aux vis iliaques générés par la correction de la déformation rachidienne, la gravité et des chargements fonctionnels.

Le modèle biomécanique a permis de reproduire les résultats de chirurgies avec des différences de moins de 5° pour l'angle de Cobb et les courbures sagittales. Il a donc été considéré comme un outil adéquat permettant d'obtenir des résultats réalistes. La simulation de mouvements de flexion engendrait les plus grandes forces axiales sur les vis iliaques et les mouvements d'inflexion latérale généraient les plus grands moments aux vis. En moyenne, la simulation des mouvements fonctionnels augmentait les forces axiales de 34% et les moments aux vis de 18%, mais un mouvement d'extension réduisait les forces axiales de 33%.

La deuxième partie du projet consistait à déterminer des variables pouvant influencer les efforts générés aux vis et à évaluer leur impact. Trois variables d'instrumentation sur quatre ont eu une influence statistiquement significative sur les efforts aux vis iliaques. L'ajout de vis sacrées est la variable qui a eu le plus d'impact sur les forces axiales générées aux vis pendant la simulation des manœuvres chirurgicales. Les configurations sans vis sacrée permettent de réduire en moyenne 19% à 23% les forces axiales exercées sur les vis iliaques, tandis que sans connecteur latéral, les moments exercés sur les vis sont réduits en moyenne de 16% à 25%. Le point d'insertion des vis iliaques à partir du sacrum permettait de réduire en moyenne de 17% les efforts de moment comparativement aux configurations avec le point standard d'insertion des vis à partir des crêtes iliaques. L'ajout d'un connecteur transversal n'influence pas les efforts générés aux vis, mais sert tout de même de protection. Les résultats de l'étude ont permis de répondre aux questions de recherche, en mettant en évidence trois variables d'instrumentation ayant une influence sur les efforts générés aux vis et en offrant une stratégie permettant de diminuer ces efforts, soit de favoriser l'insertion des vis iliaques à partir du sacrum et d'éviter d'ajouter des connecteurs

latéraux. L'étude a aussi permis de mettre en lumière que l'ajout de vis sacrées doit être planifié avec précaution. En effet, il a été démontré qu'elles pouvaient, d'une part, augmenter les efforts peropératoires en compliquant l'insertion des tiges et d'autre part, réduire les chargements postopératoires en distribuant les efforts.

Cette étude comporte certaines limites provenant des simplifications et approximations dans la modélisation. Afin de raffiner le modèle de simulation ainsi que de poursuivre l'analyse biomécanique des fixations iliaques, voici quelques recommandations qui pourront être considérées dans les travaux futurs :

- Intégrer le comportement non-linéaire des liaisons intervertébrales, lombosacrée et sacroiliaques dans la modélisation des éléments flexibles du modèle multi-corps et prendre en compte l'influence de la cage thoracique et des muscles.
- Étudier l'impact biomécanique du type de courbure scoliotique et de la flexibilité du tronc sur les efforts générés aux vis en effectuant une analyse biomécanique sur un nombre plus important de patients.
- Prendre en compte de la précorrection de la courbure scoliotique et de l'inclinaison pelvienne engendrée par la position couchée.
- Prendre en compte la manœuvre de distraction permettant d'obtenir une précorrection de la courbure scoliotique et de l'inclinaison pelvienne et étudier l'influence de cette manœuvre sur les efforts aux vis.
- Étudier l'impact du matériau, du diamètre et de la forme des tiges sur les efforts générés aux vis.
- Analyser la biomécanique d'autres points d'insertion et trajectoire des vis iliaques.
- Étudier l'interaction locale entre la vis et l'os ainsi que l'impact de la qualité de l'os à partir d'un modèle plus détaillé.

Cette étude constituait une contribution originale à l'analyse biomécanique numérique de l'instrumentation de scolioses neuromusculaires avec vis iliaques. Comparativement aux études sur des tissus cadavériques, le modèle numérique permet de prédire les résultats de la chirurgie et offrir la possibilité d'évaluer différentes stratégies sur un même patient. Bien que cette étude

comporte certaines limites, les résultats de celle-ci ont permis de mettre en évidence des stratégies d'instrumentation avec vis iliaques permettant de réduire les efforts aux vis. Le modèle développé constitue un outil numérique qui pourrait permettre d'approfondir l'analyse biomécanique des fixations iliaques dans de futures études. À long terme, une stratégie d'instrumentation avec vis iliaques spécifique à chaque patient minimisant les efforts aux vis pourrait être proposée dans le but de minimiser les risques biomécaniques de complications associés à cette instrumentation.

## BIBLIOGRAPHIE

- AANS. (2007). "Scoliosis." from <http://www.aans.org>.
- Abdul-Jabbar, A., S. Takemoto, et al. (2012). "Surgical Site Infection in Spinal Surgery Description of Surgical and Patient-Based Risk Factors for Postoperative Infection Using Administrative Claims Data." *Spine* **37**(15): 1340-1345.
- Allen, B. L. J. and R. L. Ferguson (1984). "The Galveston Technique of Pelvic Fixation with L-Rod Instrumentation of the Spine." *Spine* **9**(4): 388-394.
- Aubin, C. E., J. L. Descrimes, et al. (1995). "Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method." *Annales de chirurgie* **49**(8): 749-761.
- Aubin, C. E., H. Labelle, et al. (2008). "Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries." *Spine* **33**(20): 2143-2152.
- Aubin, C. E., Y. Petit, et al. (2003). "Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine." *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **6**(1): 27-32.
- Bianco, R. J., P. J. Arnoux, et al. (2013). "Biomechanical analysis of pedicle screw pullout strength." *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **16 Suppl 1**: 246-248.
- Bowen, R. E., M. F. Abel, et al. (2012). "Outcome assessment in neuromuscular spinal deformity." *Journal of pediatric orthopedics* **32**(8): 792-798.
- Cammarata, M. (2013). Facteurs biomécaniques de risques de la cyphose jonctionnelle proximale. *Institut de génie biomédical*. Montréal, École Polytechnique de Montréal. **Maîtrise ès sciences appliquées**.
- Cammarata, M., X. Wang, et al. (2012). "Biomechanical analysis of proximal junctional kyphosis: preliminary results." *Studies in health technology and informatics* **176**: 299-302.
- Camp, J. F., R. Caudle, et al. (1990). "Immediate complications of Cotrel-Dubousset instrumentation to the sacro-pelvis. A clinical and biomechanical study." *Spine* **15**(9): 932-941.
- Carroll, E. A., J. S. Shilt, et al. (2007). "MW construct in fusion for neuromuscular scoliosis." *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* **16**(3): 373-377.
- Chang, T.-L., P. D. Sponseller, et al. (2009). "Low Profile Pelvic Fixation: Anatomic Parameters for Sacral Alar-Iliac Fixation Versus Traditional Iliac Fixation." *Spine* **34**(5): 436-440 410.1097/BRS.1090b1013e318194128c.
- Cheng, I., D. Hay, et al. (2010). "Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws." *Spine* **35**(10): 1039-1043.

- Cheriet, F., C. Laporte, et al. (2007). "A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images." Ieee Transactions on Biomedical Engineering **54**(7): 1356-1358.
- Dayer, R., J. Ouellet, et al. (2012). "Pelvic fixation for neuromuscular scoliosis deformity correction." Current reviews in musculoskeletal medicine **5**(2): 91-101.
- Delorme, S., Y. Petit, et al. (2003). "Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **50**(8): 989-998.
- Duke, K., C. E. Aubin, et al. (2008). "Computer simulation for the optimization of patient positioning in spinal deformity instrumentation surgery." Medical & biological engineering & computing **46**(1): 33-41.
- Duke, K., J. Dansereau, et al. (2002). "Study of patient positioning on a dynamic frame for scoliosis surgery." Studies in health technology and informatics **91**: 144-148.
- Dumas, R., V. Lafage, et al. (2005). "Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique." Computer methods in biomechanics and biomedical engineering **8**(5): 331-337.
- Eichenseer, P. H., D. R. Sybert, et al. (2011). "A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions." Spine **36**(22): E1446-1452.
- El-Rich, M., P.-J. Arnoux, et al. (2009). "Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions." Journal of Biomechanics **42**(9): 1252-1262.
- Fréchette, F., J. Vandal, et al. (2000). Association de la scoliose du Québec. G. d. r. s. l. d. musculo-squelettiques. Montréal: 15.
- Gardner-Morse, M. and I. A. F. Stokes (1994). "Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation." Journal of Biomechanics **27**(2): 177-181.
- Gau, Y. L., J. E. Lonstein, et al. (1991). "Luque-Galveston procedure for correction and stabilization of neuromuscular scoliosis and pelvic obliquity: a review of 68 patients." Journal of Spinal Disorders **4**(4): 399-410.
- Gitelman, A., S. A. Joseph, et al. (2008). "Results and Morbidity in a Consecutive Series of Patients Undergoing Spinal Fusion With Iliac Screws for Neuromuscular Scoliosis." Orthopedics **31**(12): 1198-1198.
- Gray, H. (1918). Anatomy of the human Body. Philadelphia.
- Hassanzadeh, H., S. Strike, et al. (2013). "Sacro-Pelvic Fixation Using the S2 Alar-Iliac (S2AI) Screws in Adult Deformity Surgery: A Prospective Study with Minimum Five-Year Follow-Up." The spine journal : official journal of the North American Spine Society **13**(9): S151.
- Humbert, L., J. A. de Guise, et al. (2009). "3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences." Medical engineering & physics **31**(6): 681-687.

- Kadoury, S., F. Cheriet, et al. (2007). "A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities." Medical & biological engineering & computing **45**(6): 591-602.
- Kapandji, A. I. (1974). The physiology of the joints, Churchill livingstone.
- King, A. G., K. A. Thomas, et al. (2000). "Analysis of the STIF Technique for Spino-Pelvic Fixation: Clinical Results in 19 Patients with Neuromuscular Scoliosis." Journal of Pediatric Orthopaedics **20**(5): 667-676.
- Labe, A. (2008). Etude des mécanismes lésionnels de la région abdominopelvienne: applications à la traumatologie virtuelle et à la sécurité routière. Mécanique des solides. Marseille, Aix Marseille 2. **Philosophiæ doctor**.
- Lafage, V., J. Dubousset, et al. (2004). "3D finite element simulation of Cotrel–Dubousset correction." Computer Aided Surgery **9**(1-2): 17-25.
- Lafon, Y., V. Lafage, et al. (2010). "In Vivo Distribution of Spinal Intervertebral Stiffness Based on Clinical Flexibility Tests." Spine **35**(2): 186-193.
- Lamarre, M. E., S. Parent, et al. (2009). "Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus side-bending radiography." Spine **34**(6): 591-597.
- Le Borgne, P., W. Skalli, et al. (1999). "Simulation of CD surgery on a personalized finite element model : preliminary results." Amsterdam: IOS Press **59**.
- Lebwohl, N. H. (2012). Historical perspective on lumbo-pelvic fixation: an annotated bibliography. Scoliosis research society 47th annual meeting & course, Chicago, illinois, USA.
- Loder, R. T., D. Spiegel, et al. (2004). "The assessment of intraobserver and interobserver error in the measurement of noncongenital scoliosis in children < or = 10 years of age." Spine **29**(22): 2548-2553.
- Lonstein, J. E., S. E. Koop, et al. (2012). "Results and complications after spinal fusion for neuromuscular scoliosis in cerebral palsy and static encephalopathy using luque galveston instrumentation: experience in 93 patients." Spine **37**(7): 583-591.
- Luce, F. (2004). Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose. Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal. **Maîtrise ès sciences appliquées**: 137.
- Martino, J. (2011). Analyse biomécanique de manoeuvres de dérotation vertébrale pour la chirurgie d'instrumentation de la scoliose. Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal. **Maîtrise ès sciences appliquées**.
- Martino, J., C. E. Aubin, et al. (2013). "Biomechanical analysis of vertebral derotation techniques for the surgical correction of thoracic scoliosis: a numerical study through case simulations and a sensitivity analysis." Spine **38**(2): E73-83.
- McCarthy, R. E., W. L. Bruffett, et al. (1999). "S Rod Fixation to the Sacrum in Patients With Neuromuscular Spinal Deformities." Clinical Orthopaedics and Related Research **364**: 26-31.



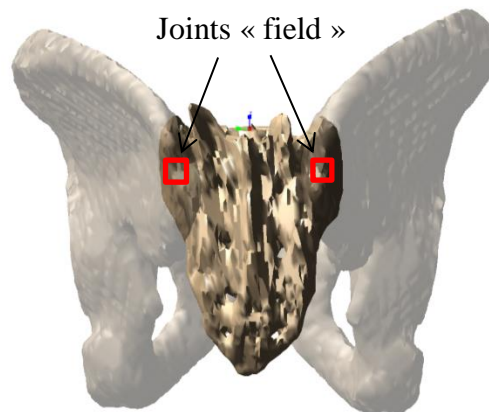
- McCarthy, R. E., H. Dunn, et al. (1989). "Luque Fixation to the Sacral Ala Using the Dunn-McCarthy Modification." Spine **14**(3): 281-284.
- Miller, J. A., A. B. Schultz, et al. (1987). "Load-displacement behavior of sacroiliac joints." Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society **5**(1): 92-101.
- Moshirfar, A., F. F. Rand, et al. (2005). "Pelvic fixation in spine surgery. Historical overview, indications, biomechanical relevance, and current techniques." The Journal of bone and joint surgery. American volume **87 Suppl 2**: 89-106.
- Newton, P. O., G. Thompson, et al. (2005). "Summary statement: innovative technologies for traditional scoliosis surgery." Spine **30**(17 Suppl): S92-93.
- O'Brien, J. R., W. D. Yu, et al. (2009). "An Anatomic Study of the S2 Iliac Technique for Lumbopelvic Screw Placement." Spine **34**(12): E439-E442  
410.1097/BRS.1090b1013e3181a1094e1093e1094.
- Panjabi, M. M., R. A. Brand, Jr., et al. (1976). "Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves." The Journal of bone and joint surgery. American volume **58**(5): 642-652.
- Panjabi, M. M., T. R. Oxland, et al. (1994). "Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves." The Journal of bone and joint surgery. American volume **76**(3): 413-424.
- Paterson, J., Andrew, W. Bonz, James, et al. (2003). Mechanical comparison of iliac fixation using galveston technique: effect of rod length, crosslink, and material density. SOMOS (Society of Military Orthopaedic Surgeons). Waikiki, Hawaii.
- Peelle, M. W., L. G. Lenke, et al. (2006). "Comparison of pelvic fixation techniques in neuromuscular spinal deformity correction: Galveston rod versus iliac and lumbosacral screws." Spine **31**(20): 2392-2398.
- Perrault, F. D., C. E. Aubin, et al. (2012). "Biomechanical analysis of forces sustained by iliac screws in spinal instrumentation for deformity treatment: preliminary results." Studies in health technology and informatics **176**: 307-310.
- Petit, Y. (2002). Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale. Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal. **Philosophiae Doctor**: 219.
- Petit, Y., C. E. Aubin, et al. (2004). "Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine." Medical & biological engineering & computing **42**(1): 55-60.
- Phillips, J. H., J. P. Gutheil, et al. (2007). "Iliac screw fixation in neuromuscular scoliosis." Spine **32**(14): 1566-1570.
- Polly, D. W., Jr., F. X. Kilkelly, et al. (1996). "Measurement of lumbar lordosis. Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability." Spine **21**(13): 1530-1535; discussion 1535-1536.
- Poulin, F., C. E. Aubin, et al. (1998). "[Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study]." Ann Chir **52**(8): 761-767.

- Santos, E. R. G., J. N. Sembrano, et al. (2011). "Optimizing iliac screw fixation: a biomechanical study on screw length, trajectory, and diameter." Journal of Neurosurgery: Spine **14**(2): 219-225.
- Schwend, R. M., R. Sluyters, et al. (2003). "The pylon concept of pelvic anchorage for spinal instrumentation in the human cadaver." Spine **28**(6): 542-547.
- Sharma, S., C. Wu, et al. (2012). "Prevalence of complications in neuromuscular scoliosis surgery: a literature meta-analysis from the past 15 years." European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.
- Sink, E. L., P. O. Newton, et al. (2003). "Maintenance of Sagittal Plane Alignment After Surgical Correction of Spinal Deformity in Patients With Cerebral Palsy." Spine **28**(13): 1396-1403.
- Smith, S. A., J. J. Abitbol, et al. (1993). "The effects of depth of penetration, screw orientation, and bone density on sacral screw fixation." Spine **18**(8): 1006-1010.
- Stirbu, R. (2004). Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique. Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal. Maîtrise ès sciences appliquées.
- Stokes, I. A., M. Gardner-Morse, et al. (1999). "Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery." Amsterdam: IOS Press **59**.
- Stokes, I. A. F. C. (1994). "Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity: A Report Presented to the Scoliosis Research Society by The Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformity." Spine **19**(2): 236-248.
- Wang, X., C.-E. Aubin, et al. (2011). "Biomechanical modeling and analysis of a direct incremental segmental translation system for the instrumentation of scoliotic deformities." Clinical Biomechanics **26**(6): 548-555.
- Wang, X., C. E. Aubin, et al. (2012). "Biomechanical analysis of 4 types of pedicle screws for scoliotic spine instrumentation." Spine **37**(14): E823-835.
- Wang, X., C. E. Aubin, et al. (2012). "Biomechanical analysis of corrective forces in spinal instrumentation for scoliosis treatment." Spine **37**(24): E1479-1487.
- Warner, W. C. J. and C. D. Fackler (1993). "Comparison of Two Instrumentation Techniques in Treatment of Lumbar Kyphosis in Myelodysplasia." Journal of Pediatric Orthopaedics **13**(6): 704-708.
- Weinstein, S. L., L. A. Dolan, et al. (2008). "Adolescent idiopathic scoliosis." The Lancet **371**(9623): 1527-1537.
- Weyreuther, M., E. Heyde, C., et al. (2007). MRI Atlas Orthopedics and Neurosurgery The Spine, Springer.
- White, A. A., 3rd and M. Panjabi (1990). Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, J.B. Lippincott company.

- Yu, B. S., Z.-M. Li, et al. (2011). "Biomechanical effects of insertion location and bone cement augmentation on the anchoring strength of iliac screw." Clinical Biomechanics **26**(6): 556-561.
- Zheng, Z.-M., K.-B. Zhang, et al. (2009). "The Effect of Screw Length and Bone Cement Augmentation on the Fixation Strength of Iliac Screws: A Biomechanical Study." Journal of spinal disorders & techniques **22**(8): 545-550  
510.1097/BSD.1090b1013e3181929e3181920c.
- Zheng, Z. M., B. S. Yu, et al. (2009). "Effect of iliac screw insertion depth on the stability and strength of lumbo-iliac fixation constructs: an anatomical and biomechanical study." Spine **34**(16): E565-572.

## ANNEXE 1 – Modélisation du joint sacroiliaque

Pour ce projet, le modèle multi-corps développé par (Poulin, Aubin et al. 1998; Aubin, Petit et al. 2003; Luce 2004; Petit, Aubin et al. 2004) a été repris et adapté au besoin spécifique de l'étude. Dans ce modèle, le sacrum et les crêtes iliaques étaient modélisés par un seul élément rigide. Pour les besoins de cette étude, les liaisons sacroiliaques ont été modélisées par deux ressorts généralisés à six dimensions reliant les crêtes iliaques aux côtés du sacrum. Ces ressorts correspondent mathématiquement à des matrices de rigidité représentant la relation charges/déplacements de l'un ou l'autre des solides reliés par la liaison. Dans le logiciel Adams, qui a été utilisé pour la modélisation, ce type de liaison correspond à un élément « field ». Il s'agit du même type d'éléments utilisé dans le modèle pour les liaisons intervertébrales.



Modèle des liaisons sacroiliaques

Les coefficients de la matrice de rigidité ont été tirés d'une étude de (Miller, Schultz et al. 1987). Cette étude présentait toutes les données nécessaires au calcul de la matrice de flexibilité, la matrice a ensuite été inversée afin d'obtenir la matrice de rigidité. Le repère de Miller étant différent de celui du modèle, une transformation de permutation du système d'axes a aussi été appliquée à la matrice. Dans l'étude de Miller, les courbes de charges/déplacements ont été calculées à partir de huit spécimens provenant de sept hommes et une femme âgés de 59 à 74 ans. Deux méthodes différentes ont été utilisées pour le calcul de la rigidité de la liaison. D'abord, le sacrum et les iliums ont été séparés des tissus musculaires et des ligaments antérieur et postérieur de l'articulation sacroiliaque. Ensuite, les deux iliums ont été fixés au montage mécanique et des chargements statiques ont été appliqués au centre de masse du sacrum. Puis, les mêmes chargements ont été appliqués alors que seulement l'ilium gauche était fixé.

La matrice de rigidité a été calculée à partir des résultats obtenus pour le montage avec une seule crête iliaque fixée, étant donné que deux joints « field » ont été ajoutés de chaque côté du sacrum.

$$\begin{pmatrix} 0.01 & 0 & 0 & 0 & -0.3 & 0 \\ 0 & 0.04 & -0.01 & 0 & 0.1 & 0 \\ 0 & 0 & 0.02 & 0 & -0.25 & 0 \\ -0.77 & 0 & 0.55 & 172.41 & 13.13 & 0 \\ -0.17 & 0 & -0.11 & 0 & 96.27 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 38.76 \end{pmatrix} \times 10^4$$

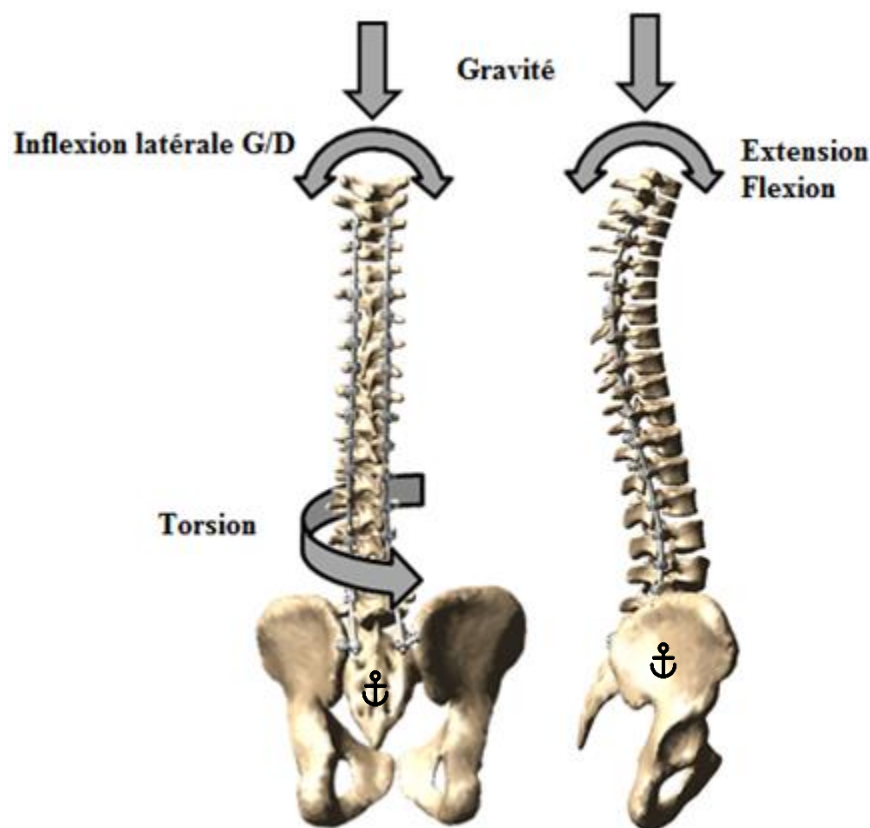
Matrice de rigidité calculée entre une crête iliaque et le sacrum

Un modèle composé de deux corps rigides, soit le bassin et le sacrum a été créé sous Adams afin de vérifier la liaison. La crête iliaque gauche a été fixée et le modèle a été soumis à différents cas de chargements correspondants à ceux utilisés dans l'article de Miller. Les déplacements ainsi obtenus ont été comparés à ceux documentés dans l'article et utilisés pour calculer la matrice. Un écart inférieur à 5 % a été constaté pour les coefficients de la diagonale associés à  $F_y$ ,  $M_x$ ,  $M_y$  et  $M_z$ . De plus, les déplacements non nuls évalués par Miller ont été confirmés par le modèle multi-corps. Par contre, certaines valeurs de translation selon l'axe Z étaient différentes des valeurs tirées de l'article. Ces différences peuvent être expliquées notamment par la géométrie du sacrum et du bassin utilisée.

Étant donné que le modèle initial utilisait un seul corps rigide pour le bassin et le sacrum, la géométrie du « shell » associé au corps rigide était aussi en un seul morceau. La géométrie apparente dans le logiciel est purement esthétique étant donné qu'il s'agit de corps rigides et que les liaisons sont des équations de cinématiques qui ne la prennent pas en compte. Par contre, la géométrie est parfois très utile pour identifier l'emplacement de marqueurs et pour observer le déplacement entre les structures. En effet, pour ce projet, il était nécessaire d'identifier les marqueurs sur le sacrum et sur le bassin qui seraient les points d'ancrage des joints « field ». Il était donc nécessaire de créer deux géométries distinctes pour le sacrum et pour le bassin, ce qui a été fait à partir du logiciel Slice-O-Matic. Les géométries ont ensuite pu être importées dans le logiciel Adams sous le format « Shell » et les marqueurs y ont été définis.

## ANNEXE 2 – Simulation des mouvements fonctionnels

Afin d'évaluer les efforts générés aux vis après l'opération, lorsque les patients sont debout ou en mouvements, des mouvements fonctionnels ont été simulés. Pour ce faire, les forces de gravité ont d'abord été appliquées dans l'axe longitudinal suivant la méthode décrite par Cammarata et al. (2012; 2013). Cette étape permettait de représenter le patient en position debout après la chirurgie. Ensuite, afin de simuler les mouvements fonctionnels, les conditions aux limites ont dû être modifiées. En effet, lors de la simulation des manœuvres chirurgicales, le bassin est fixé et la vertèbre T1 est contrainte à un mouvement de translation dans l'axe longitudinal. Afin de simuler les mouvements fonctionnels, la contrainte de translation sur T1 a été retirée pour permettre les mouvements et la contrainte de fixité au bassin a été conservée. Des moments ont ensuite été appliqués à chacune des vertèbres dans l'axe correspondant au mouvement simulé. La figure ci-dessous présente les six mouvements qui ont été simulés ainsi que la valeur des moments appliqués.



## ANNEXE 3 – Radiographies préopératoires et postopératoires des cas scoliotiques sélectionnés

Cette annexe présente les radiographies frontales et latérales préopératoires et postopératoires des six cas sélectionnés pour l'étude.

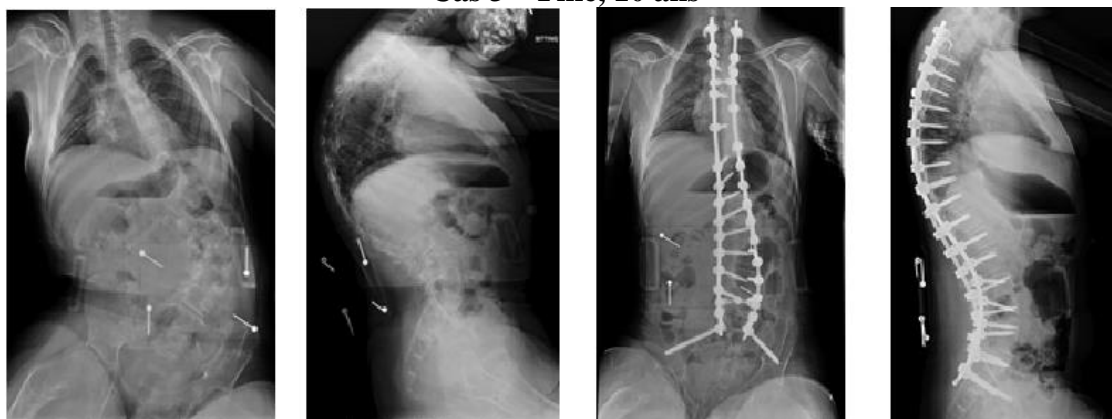
**Cas 1 – Garçon, 9ans et 7 mois**



**Cas 2 – Fille, 11 ans**



**Cas 3 – Fille, 10 ans**



**Cas 4 – Fille, 10 ans et 9 mois****Cas 5 – Fille, 11 ans****Cas 6 – Garçon, 13 ans**



## ANNEXE 4 – Résultats de l'analyse statistique

Cette annexe présente les diagrammes de Pareto illustrant l'influence des variables d'instrumentation sur les efforts générés aux vis iliaques.

Diagrammes de Pareto pour les efforts générés pendant la simulation des manœuvres chirurgicales :

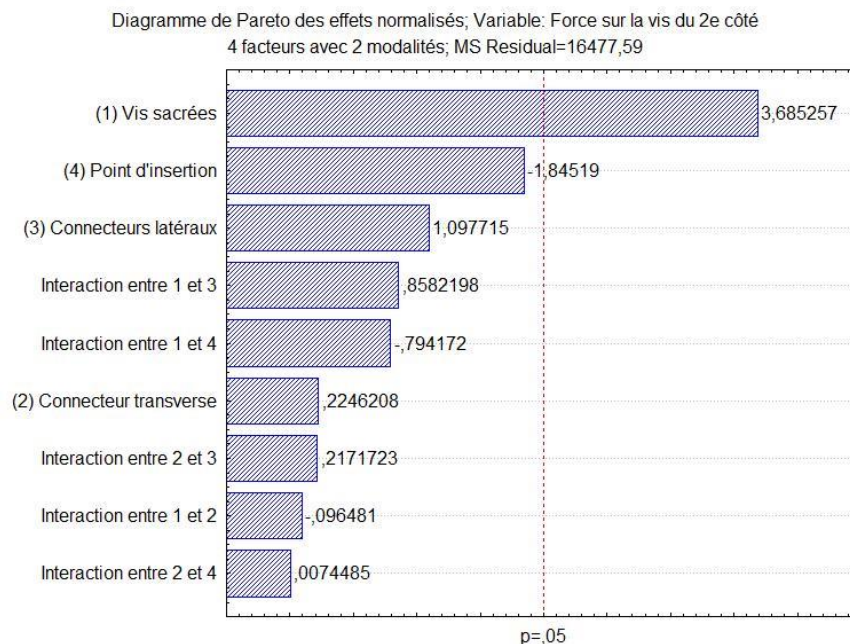
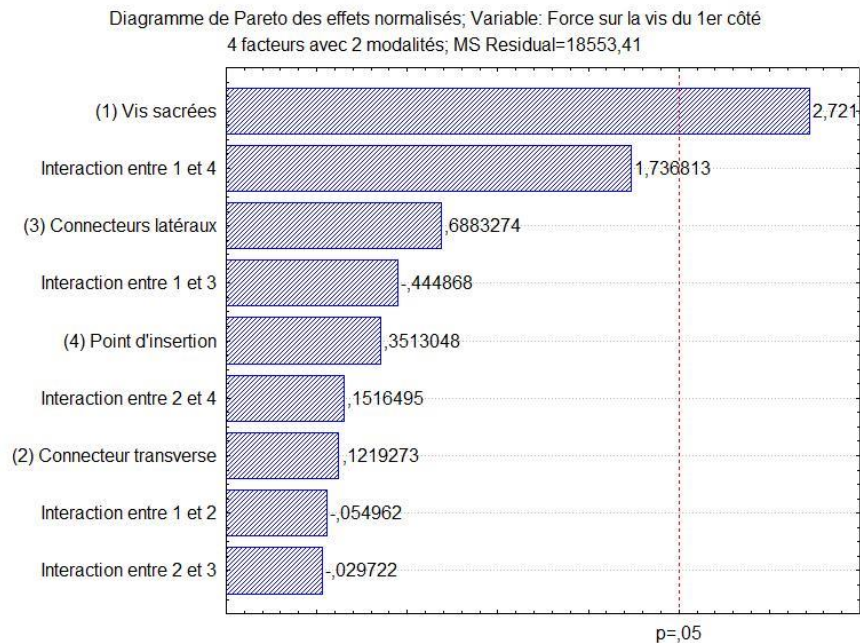


Diagramme de Pareto des effets normalisés; Variable: Moment sur la vis du 1er côté  
4 facteurs avec 2 modalités; MS Residual=1706720,

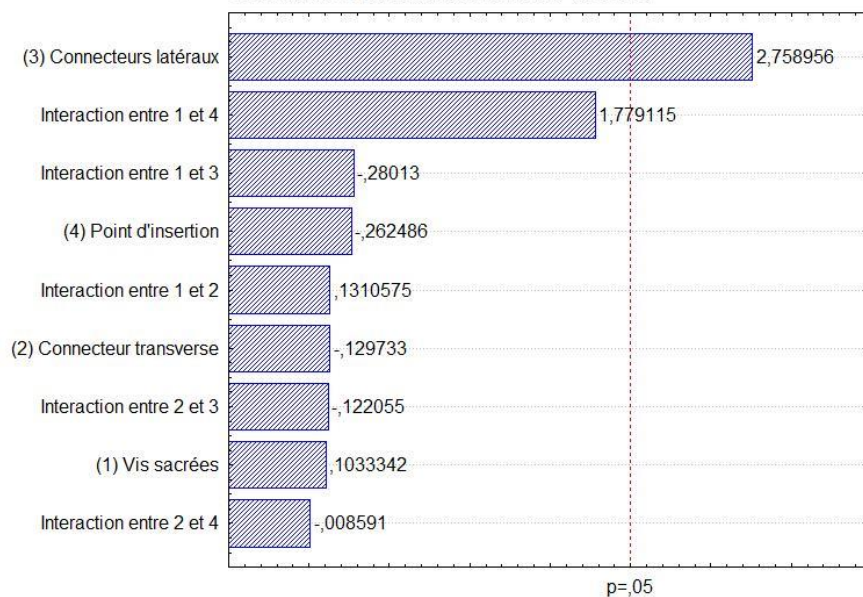
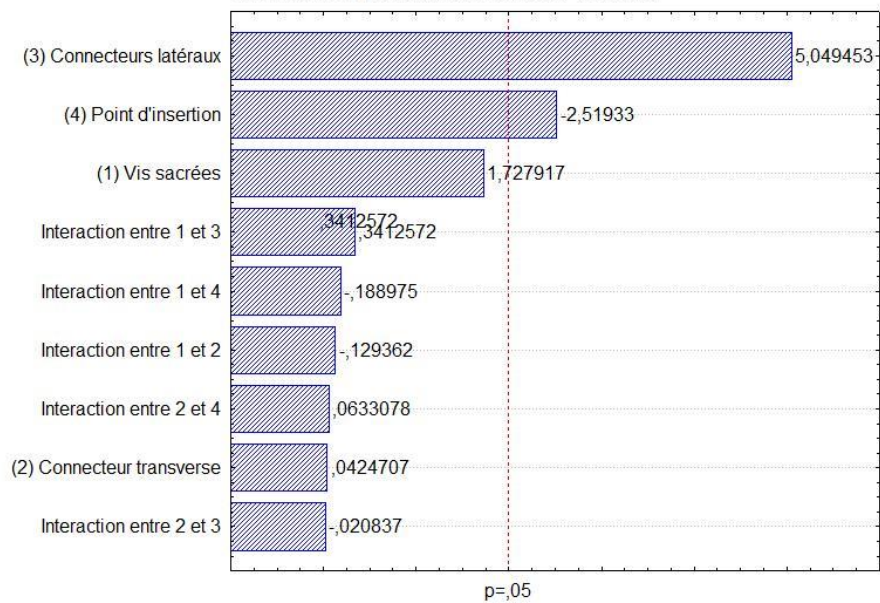


Diagramme de Pareto des effets normalisés; Variable: Moment sur la vis du 2e côté  
4 facteurs avec 2 modalités; MS Residual=1234578,



Diagrammes de Pareto pour les efforts générés pendant la simulation des mouvements fonctionnels :

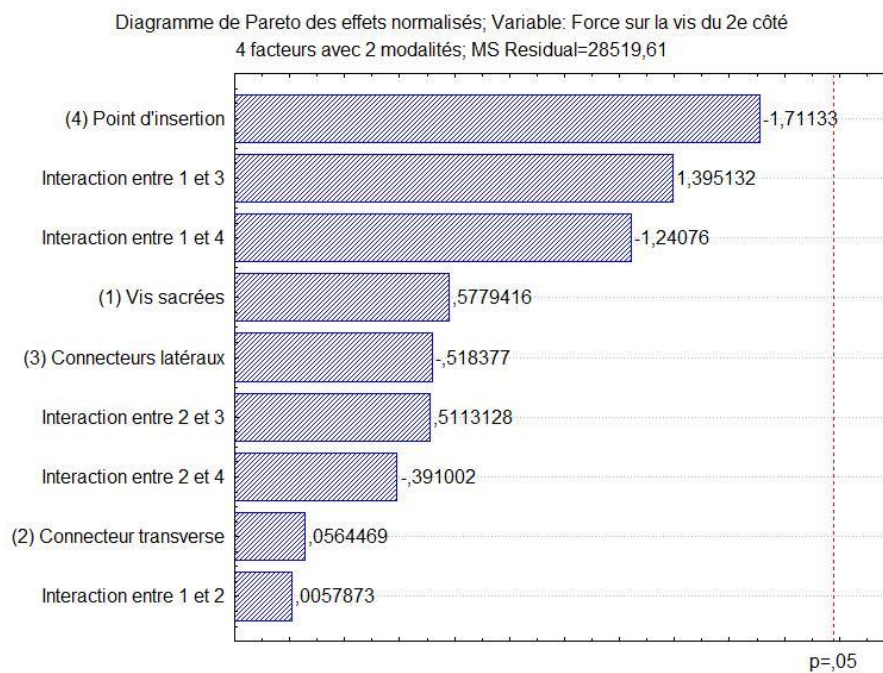
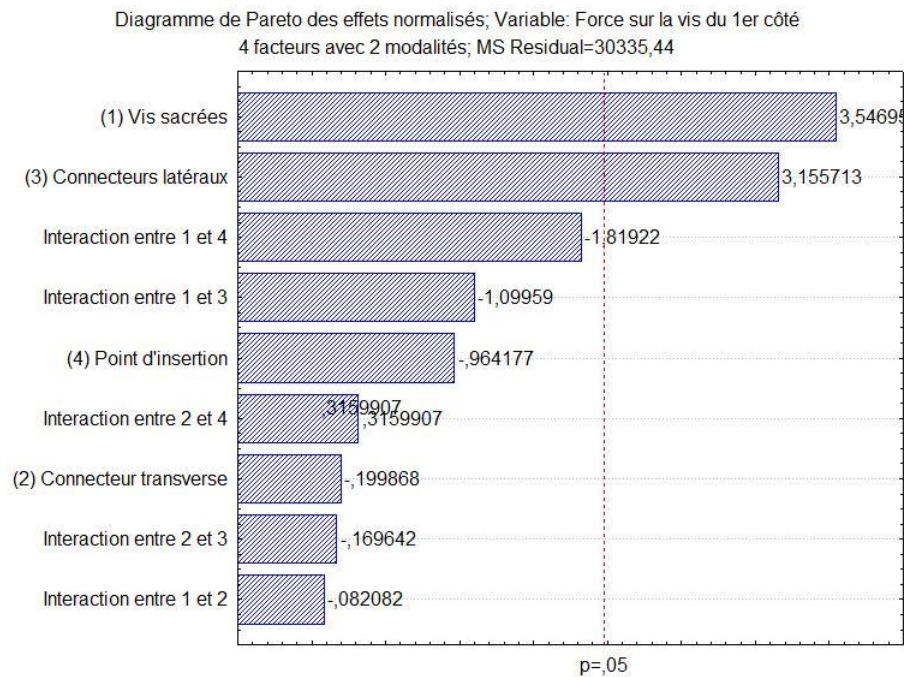




Diagramme de Pareto des effets normalisés; Variable: Moment sur la vis du 1er côté  
4 facteurs avec 2 modalités; MS Residual=1423506,

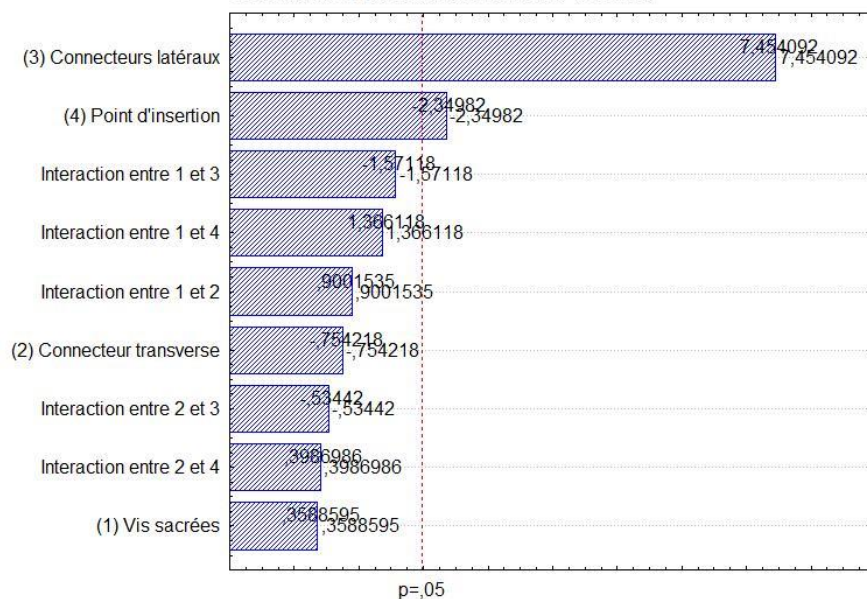


Diagramme de Pareto des effets normalisés; Variable: Moment sur la vis du 2e côté  
4 facteurs avec 2 modalités; MS Residual=1048464,

